



(11) Veröffentlichungsnummer: **0 519 873 A2**

(12) **EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG**

(21) Anmeldenummer: **92810464.5**

(51) Int. Cl.⁵: **A61F 2/38**

(22) Anmeldetag: **16.06.92**

(30) Priorität: **17.06.91 CH 1795/92**
17.06.91 CH 1796/91
19.12.91 CH 3783/91

(43) Veröffentlichungstag der Anmeldung:
23.12.92 Patentblatt 92/52

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT BE CH DE DK ES FR GB GR IT LI LU NL PT
SE

(71) Anmelder: **Bähler, André**
Kapfsteig 44
CH-8032 Zürich (CH)

(72) Erfinder: **Bähler, André**
Kapfsteig 44
CH-8032 Zürich (CH)

(74) Vertreter: **Riederer, Conrad A., Dr.**
Bahnhofstrasse 10
CH-7310 Bad Ragaz (CH)

(54) **Gelenkprothese, insbesondere Kniegelenkprothese.**

(57) Die Gelenkprothese besitzt ein erstes Prothesenteil (11), ein Zwischenteil (13), ein Kupplungsorgan (15) und ein zweites Prothesenteil (17). Der erste Prothesenteil besitzt Mittel zur Verankerung im Knochen, z.B. im Femur, und zwei Kondylen (19). Diese Kondylen (19) artikulieren mit den Lagerflächen (21) des Zwischenteils (13). Das zweite Prothesenteil (17) besitzt eine Gleitfläche (24) und Mittel (25, 27) zur Verankerung im Knochen, z.B. in der Tibia. Eine Bohrung (31) nimmt einen Drehzapfen (33) des Kupplungsorgans (15) auf. Das Kupplungsorgan (15) besitzt einen Führungsteil (16), welcher mit der Führungsbahn (35) zusammenarbeitet. Der Bewegungsablauf der Gelenkprothese entspricht weitgehend dem physiologischen Bewegungsablauf des natürlichen Gelenks. Der Artikulationsbewegung dienen die Kondylen (19) sowie die Lagerflächen (21). Für die Translationsbewegung, z.B. von anterior nach posterior, sorgt die vom Kupplungsorgan geführte Verschiebung des Zwischenteils (13) auf der Gleitfläche (24). Der Drehzapfen (33) erlaubt die Rotation um die Achse (39).

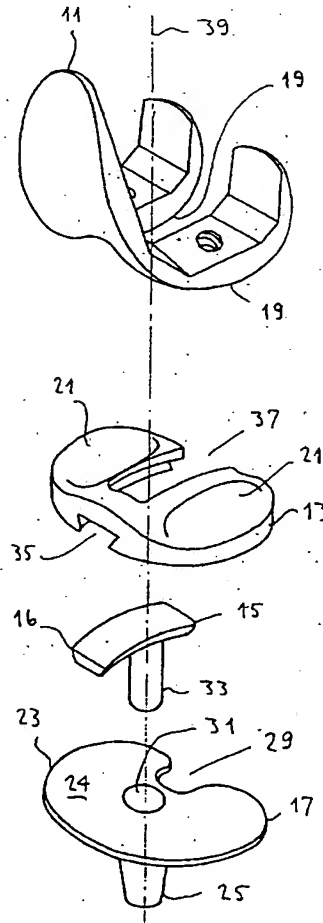


Fig. 9b

Die Erfindung betrifft eine Gelenkprothese, insbesondere Kniegelenkprothese, mit mindestens einem ersten Prothesenteil, das einen Verankerungsabschnitt und mindestens einen Drehgelenkabschnitt aufweist, einem zweiten Prothesenteil, das einen Verankerungsabschnitt und eine Gleitfläche aufweist, und einem Zwischenteil, welches um einen Drehzapfen verschwenkbar und verschiebbar ist und mindestens einen Drehgelenkabschnitt zur Zusammenarbeit mit dem entsprechenden Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils aufweist.

Ein bis heute nur unvollkommen gelöstes Problem der Endoprothetik ist die unveränderte Aufrechterhaltung eines stabilen Knochen/Implantat-Verbundes über lange Jahre, im Idealfall bis zum Tode des Prothesenträgers. Es sind vor allem zwei Faktoren, welche dagegen wirken. Es sind dies zum einen die an der Knochen/Implantat-Grenze, dem sogenannten Interface, auftretenden, nach Betrag und Richtung wechselnden Kräfte, insbesondere Scherkräfte, und zum andern knochenzerstörende, biologische Gewebereaktionen auf Fremdkörpermaterial, insbesondere auf Abriebpartikel von den Prothesenteilen. Soll also die Langlebigkeit einer Gelenkprothese erhöht werden, so sind durch geeignete Massnahmen die am Interface angreifenden Wechselkräfte klein zu halten und der an den Gleitflächen auftretende Verschleiss zu minimieren. Dies kann auf verschiedene Weise geschehen, doch sind nicht alle Methoden gleichermassen gangbar. Es genügt nämlich nicht, nur die genannten technischen Aspekte zu berücksichtigen, sondern es muss auch auf die anatomischen und physiologischen Verhältnisse Rücksicht genommen werden. Insbesondere bei Gelenken mit einer verhältnismässig komplizierten Kinematik, wie z.B. beim Kniegelenk, kann es zu schwer zu lösenden Zielkonflikten kommen.

Bekanntlich ist bei Gleitlagern der Verschleiss umso geringer, je kleiner der Flächendruck der aufeinander reibenden Gleitpartner ist. Der Flächendruck, und damit auch der resultierende Verschleiss, ist klein, wenn die eigentliche Kontaktfläche der beiden Gleitpartner gross ist. Die Kontaktfläche ist dann gross, wenn die Gleitflächen möglichst gross und kongruent ausgebildet sind. Typische Beispiele hierfür sind das Schlittengelenk (Fig. 1) und das Scharniergelenk (Fig. 2). Obwohl das Schlittengelenk im Prinzip als ein Scharniergelenk mit unendlichem Radius betrachtet werden kann, bestehen aber ausser dem gemeinsamen Merkmal des minimierten Verschleisses grundsätzliche Unterschiede. Das Schlittengelenk ist translativ frei beweglich, besitzt aber keine Drehachse. Umgekehrt besitzt das Scharniergelenk eine Drehachse, ist aber translativ gefangen. Dies hat unterschiedliches Verhalten gegenüber von aussen einwirkenden Kräften zur Folge.

Beim Schlittengelenk bewirkt z.B. eine schräg von oben kommende Kraft eine Verschiebung des

Gelenkkopfes auf der Gleitfläche in Richtung der horizontalen Komponente, ohne dass der untere Gelenkteil und damit dessen Interface von dieser Horizontalkraft selbst betroffen würde.

Beim Scharniergelenk hingegen geht die gleiche Kraft durch das Gelenk hindurch, ohne im Gelenk eine Bewegung auszulösen, induziert jedoch am Interface des unteren Gelenkteils eine Horizontalkomponente und damit eine unerwünschte Scherkraft, die zudem ständig ihre Richtung wechselt, wenn der obere Gelenkteil hin und her pendelt. Vereinfacht gesagt wird mit dem Scharniergelenk der Vorteil der Drehbeweglichkeit mit dem Nachteil der translativen Immobilität und der Scherkraftbelastung am Interface erkauft. Nun sind Körpergelenke selten reine Scharnier- oder Schlittengelenke, vielmehr findet sich, wie z.B. beim Kniegelenk, eine Kombination davon, indem der Drehbewegung eine gleichzeitige Translation überlagert ist.

Um diese Kombination von Bewegungen zu ermöglichen, muss das Scharniergelenk "geöffnet" werden, d.h. die Kongruenz der Gleitflächen muss herabgesetzt werden (Fig. 3). Dies bedeutet aber, kleine Kontaktflächen mit entsprechend grossem Flächendruck, was erhöhten Verschleiss zur Folge hat. Der Verschleiss wird zusätzlich durch die repetitive Translation des Gelenkkopfes auf der Gleitfläche erhöht, was infolge des fokussierten Flächendrucks zu einem Walkprozess mit besonders schneller Materialermüdung des untenliegenden Gelenkteils führt. Zudem schützt die Inkongruenz nicht unbedingt vor Scherkräften am Interface. Ueberhöhte Gleitflächen an der Peripherie wirken sich kräftemässig analog aus, wie ein Scharniergelenk. Diese Nachteile, erhöhter Verschleiss und Scherkräfte am Interface mit den damit verbundenen negativen Auswirkungen, sind bei allen Prothesen dieser Bauart wohlbekannt.

Eine andere bekannte Lösung ist die Kombination von Schlitten- und Scharniergelenk auf zwei Ebenen mit Hilfe eines Zwischenteils (Fig. 4). Der Drehbewegung des Scharniergelenks wird gewissermassen die Translationsbewegung des Schlittengelenks unterlagert. Bei diesem Prinzip bleibt die Kongruenz der Gelenkflächen voll erhalten, und der Verschleiss wird minimiert. Zudem werden die durch das Scharniergelenk durchgehenden Kräfte nicht auf das Interface übertragen, sondern im Zwischenteil in Translationsbewegung umgesetzt. Es existieren auch Prothesen dieser Bauart und sind als sogenannte Meniskus-Knie bekannt.

So werden in der EP-B-0 021 421 zwei verschiedene Kniegelenkprothesen beschrieben, welche auch als "Oxford-Knie" und "New Jersey-Knie" bezeichnet werden. Das Oxford-Knie weist zwei Femurteile, zwei Zwischenteile und zwei Tibiateile auf. Die Femurteile bestehen aus je einem sphärischen Segment, das einen Verankerungsabschnitt zur Verankerung im Femur aufweist. Die Zwischenteile

le sind runde Scheiben mit einer sphärischen Vertiefung zur Lagerung des entsprechenden Femurteils. Die Tibiateile besitzen einen Verankerungsabschnitt zur Verankerung in der Tibia und ein Plateau, auf welchem das Zwischenteil gleiten kann. Als nachteilig erweist sich dabei, dass bei einer Flexion von 90 Grad und mehr das Zwischenteil über das Plateau teilweise hinausgeschoben und eventuell ganz disloziert werden kann. Die gleiche Gefahr besteht auch, wenn aus irgendwelchen Gründen die Spannung der nach der Operation verbliebenen Gelenkbänder nachlässt und sich somit die Femurteile von den Zwischenteilen abheben lassen. In solchen Fällen ist stets eine erneute Operation des Kniegelenks notwendig.

Das New Jersey-Knie begegnet der beschriebenen Gefahr des Hinausschiebens durch spezielle Vorrichtungen. Am Tibiateil, das für beide Zwischenteile vorgesehen ist, befinden sich zwei schwalbenschwanzartige, bogenförmige Nuten, durch welche die Zwischenteile zwangsgeführt werden. Die Bogen sind jeweils gegen das Zentrum zu gerichtet, so dass das Zwischenteil beim Beugen des Knies nicht unkontrolliert rückwärtsgleiten und über das Plateau hinausgeschoben werden kann, sondern am dort noch verbliebenen zentralen Knochenzapfen anschlägt. Die Schwalbenschwanzform andererseits verhindert ein Luxieren des Zwischenteils beim Nachlassen der Bänderspannung. Der Nachteil dieser Ausführung ist die Zwangsführung der Zwischenteile auf eine vorbestimmte Bahn, welche nur für eine einzige, singuläre Gelenkstellung eine Kongruenz der Gelenkflächen zwischen Femurteil und Zwischenteil zulässt, für jede andere Gelenkstellung jedoch zu einer verschleißfördernden Inkongruenz der Gelenkflächen führt. Eine Inkongruenz entsteht, weil die am Femur fest verankerten Femurteile stets im gleichen Abstand zueinander stehen und eine gemeinsame Drehachse haben, die Zwischenteile jedoch beim Vor- und Rückwärtsgleiten auf der bogenförmigen Bahn sich seitlich einander nähern oder voneinander entfernen, wobei ausserdem die Scharniergelenkachsen stetig ihre Stellung zueinander ändern. Dasselbe, nur im umgekehrten Sinne, geschieht auch bei Rotationsbewegungen um eine Achse senkrecht zum Plateau. Der ständig wechselnde Grad der dieser Prothese innewohnenden Inkongruenz der Scharniergelenkflächen kompromittiert natürlich das verschleißminimierende Prinzip des Meniskusknie in grundsätzlichlicher Weise.

In der EP-B-0 018 364 wird eine Kniegelenkprothese beschrieben, auch "rotating platform" genannt, welche ein Femurteil, ein Tibiateil und ein Zwischenteil aufweist. Das Femurteil besitzt einen Verankerungsabschnitt zur Befestigung im Femur und zwei Kondylen. Das Tibiateil besitzt einen Verankerungsabschnitt zur Befestigung in der Tibia und eine zentrale Bohrung zur Aufnahme eines Drehzapfens des Zwischenteils. Das Zwischenteil besitzt einen in die zentrale Bohrung des Tibiateils passenden Drehzap-

fen sowie zwei konkave Gleitlager zur Lagerung der Kondylen des Femurteils. Dadurch weist diese Prothese den Vorteil der verschleißmindernden Kongruenz der Gleitflächen des Scharniergelenks auf und zudem wird die Luxation des Zwischenteils wegen des Drehzapfens verhindert.

Im Gegensatz jedoch zu den vorhergehend diskutierten Beispielen besteht wegen des Drehzapfens keine Möglichkeit der translativen Bewegung des Femurteils relativ zum Tibiateil, sondern nur die Möglichkeit der Rotation um die Achse des Drehzapfens. Es handelt sich hier also um ein klassisches Scharniergelenk mit der zusätzlichen Freiheit der Rotation um eine senkrecht zu diesem Gelenk stehende Achse. Demzufolge gehen auch schräg von oben kommende Kräfte, wie sie z.B. durch den Muskelzug oder die Gewichtsbelastung beim Aufsetzen des Fusses entstehen, durch das Gelenk hindurch auf das Interface und induzieren dort die unerwünschten Scherkräfte. Auch in diesem Fall wird das Prinzip des Meniskusknie kompromittiert, indem die verschleißmindernde Kongruenz der Gelenkflächen mit dem Verlust der verankerungsschonenden Translationsmöglichkeit und der damit verbundenen natürlichen Kniekinematik erkaufte wird.

Es ist daher Aufgabe der vorliegenden Erfindung, die beschriebenen Nachteile bekannter Prothesen zu vermeiden. Insbesondere soll eine Prothese geschaffen werden, welche nicht nur Gelenkflächenkongruenz und Translationsmöglichkeit des sogenannten Meniskusknies aufweist, sondern diese auch bei Rotationsbewegungen aufrecht erhält und weitgehende Luxationssicherheit des Zwischenteils gewährleistet sowie einen annähernd normalen, physiologischen Bewegungsablauf ermöglicht.

Diese Aufgabe wird gemäss der Erfindung bei einer Gelenkprothese der eingangs erwähnten Gattung dadurch gelöst, dass zwischen dem Zwischenteil und dem zweiten Prothesenteil ein Kupplungsorgan vorgesehen ist und dass eine Einrichtung vorgesehen ist, um dem Zwischenteil zusätzlich zur Schwenkbewegung auch eine Translationsbewegung zu ermöglichen, welche Einrichtung eine Führungsbahn aufweist, welche mit einem Führungsteil zusammenwirkt. Die erfindungsgemässe Prothese ermöglicht einen Bewegungsablauf, der weitgehend dem normalen physiologischen Bewegungsablauf entspricht. So verlagern sich bei der Flexion die Kondylen von ventral nach dorsal. Gleichzeitig kann aber auch eine Drehbewegung stattfinden. Sowohl bei der Flexion als auch bei der Extension sind daher ähnliche Verhältnisse gegeben wie beim natürlichen Knie. Auch ist in jeder Gelenkstellung die Kongruenz der Scharniergelenkflächen von Femurteil und Zwischenteil gewährleistet, da die auf dem Zwischenteil angeordneten Gelenkflächen zueinander unbeweglich sind. Von oben kommende Kräfte gelangen nicht zum Interface, sondern werden im Zwischenteil in Transla-

tionsbewegung umgesetzt. Schliesslich ist auch die Gefahr der gefürchteten Dislokation des Zwischenteils bei der Flexion gebannt.

Bei einem vorteilhaften Ausführungsbeispiel der Erfindung ist der Drehzapfen am Kupplungsorgan angeordnet und im zweiten Prothesenteil schwenkbar gelagert. Dies ergibt eine besonders einfache Konstruktion. Der Drehzapfen kann dabei in einer Bohrung gelagert sein, die sich in einen Verankerungsabschnitt erstreckt. Der Drehzapfen kann somit relativ lang sein, so dass keine Gefahr besteht, dass er nach dem Einbau der Prothese aus der Bohrung gehoben wird. Es sind auch keine speziellen Mittel zur axialen Sicherung des Drehzapfens notwendig.

Ein anderes Ausführungsbeispiel der Erfindung sieht vor, dass der Drehzapfen am zweiten Prothesenteil angeordnet ist und dass das Kupplungsorgan auf dem Drehzapfen verschwenkbar gelagert ist. Diese Konstruktion hat den Vorteil, dass keine zentrale Ausnehmung am Knochen für die Aufnahme eines Verankerungsabschnitts notwendig ist. Die Verankerungsabschnitte können daher am zweiten Prothesenteil ohne Rücksicht auf den Drehzapfen angeordnet sein, z.B. in einer peripheren Lage. Die Führungsbahn verläuft mindestens angenähert in physiologischer Gleitrichtung. Bei einem Kniegelenk kann somit die Führungsbahn in etwa sagittaler Richtung angeordnet werden. Dabei ist es vorteilhaft, die Führungsbahn in einem Bogen mit medialem Krümmungsradius verlaufen zu lassen. Die Konstruktion ist vorzugsweise so gestaltet, dass die Beweglichkeit des Zwischenteils relativ zum Kupplungsorgan auf Bewegungen in der Gleitbahnebene eingeschränkt ist. So ist es möglich, der Führungsbahn einen schwalbenschwanz-, T-förmigen, polygonalen oder kreisförmigen Querschnitt zu geben. Durch diese Ausgestaltung wird verhindert, dass der Führungsteil die Führungsbahn verlässt, wenn aus irgendwelchen Gründen die Spannung der nach der Operation verbliebenen Gelenkbänder nachlässt. Die Führungsbahn ist zweckmässigerweise praktisch mittig im Zwischenteil angeordnet.

Die Drehgelenkabschnitte können verschiedenartig ausgebildet sein, um eine Drehbewegung zu ermöglichen. Eine vorteilhafte Ausführungsform sieht vor, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils durch zwei Kondylen gebildet ist, und dass der Drehgelenkabschnitt des Zwischenteils durch zwei entsprechende Lagerflächen zur Zusammenarbeit mit den Kondylen des ersten Prothesenteils gebildet ist. Dies ergibt eine Prothese, die dem natürlichen Gelenkaufbau, wie er beispielsweise beim Kniegelenk zu finden ist, sehr nahe kommt.

Eine andere Ausführungsform, die sich beispielsweise für ein monokompartimentes Gelenk eignet, sieht vor, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils nur durch eine Kondyle gebildet ist, und dass der Drehgelenkabschnitt des Zwischenteils

ebenfalls nur durch eine Lagerfläche zur Zusammenarbeit mit der Kondyle des ersten Prothesenteils gebildet ist.

Vorteilhafterweise ist die jeweilige Kondyle des ersten Prothesenteils konvex und die zugehörige Lagerfläche des Zwischenteils entsprechend konkav. Dies entspricht dem natürlichen Gelenkaufbau. Es wäre aber auch möglich, wo die anatomische Struktur dies nahelegt, die jeweilige Kondyle des ersten Prothesenteils als konkave Lagerfläche und die entsprechende Lagerfläche des Zwischenteils als konvexe Kondyle zu gestalten.

Weiter ist es möglich, dass die jeweilige Lagerfläche des Zwischenteils ein in eine Ausnehmung desselben eingesetztes auswechselbares Element ist. Dies ermöglicht es, intraoperativ verschieden hohe Lagerelemente einzupassen, um einseitige Bandlaxizitäten auszugleichen oder Achsfehlstellungen zu korrigieren. Es ist auch möglich, Zwischenteil und Lagerelemente aus verschiedenen Materialien zu fertigen. So könnten beispielsweise das Zwischenteil aus Metall und die Lagerelemente aus Kunststoff bestehen.

Wenn auswechselbare Lagerelemente vorgesehen werden, so ist es möglich, die Ausnehmung im Zwischenteil entweder durchgehend oder nicht durchgehend zu gestalten. Wenn die Ausnehmung durchgehend ist, liegt das Lagerelement auf der Gleitfläche des zweiten Prothesenteils auf. Dies kann von Vorteil sein, wenn das Lagerelement aus einem Material besteht, das gute Gleiteigenschaften auf dem Material der Gleitfläche aufweist. Zweckmässigerweise wird dann das Zwischenteil z.B. durch das Führungsorgan in einem Abstand von der Gleitfläche gehalten. Bei der Ausbildung der Prothese als Kniegelenkprothese ist es vorteilhaft, wenn das zweite Prothesenteil und das Zwischenteil dorsal eine Ausnehmung für das hintere Kreuzband aufweisen. Die erfindungsgemässe Ausbildung der Prothese lässt solche Ausnehmungen zu. Dies hat den Vorteil, dass die für den Bewegungsablauf des Kniegelenks wichtige Funktion des hinteren Kreuzbandes aufrechterhalten wird.

Es ist auch möglich, die Aufgabe gemäss der Erfindung dadurch zu lösen, dass die Führungsbahn auf einem Zwischenteil angeordnet wird, welches auf dem zweiten Prothesenteil verschwenkbar gelagert ist, um dem Meniskusteil zusätzlich zur Translationsbewegung auch eine Schwenkbewegung relativ zum zweiten Prothesenteil zu ermöglichen. Dies ermöglicht einen Bewegungsablauf, der weitgehend dem normalen physiologischen Bewegungsablauf entspricht. So verlagern sich bei der Flexion die Kondylen des ersten Prothesenteils, also bei einer Kniegelenkprothese jene des Femurteils, von anterior nach posterior. Gleichzeitig kann aber auch eine Drehbewegung um eine Achse senkrecht zum Plateau des zweiten Prothesenteils stattfinden. So

wohl bei der Flexion als auch bei der Extension sind daher ähnliche Verhältnisse gegeben wie beim natürlichen Knie. Auch ist in jeder Gelenkstellung die Kongruenz der Scharniergelenkflächen von Femurteil und Zwischenteil gewährleistet, da die auf dem Zwischenteil angeordneten Gelenkflächen zueinander unbeweglich sind. Von oben kommende Kräfte erzeugen keine Scherkräfte am Interface, sondern werden durch die Meniskusteile in Translationsbewegung umgesetzt. Schliesslich ist auch die Gefahr der gefürchteten Dislokation des Zwischenteils oder der Meniskusteile bei der Flexion gebannt.

Die jeweilige Führungsbahn kann geradlinig verlaufen. Dies ermöglicht eine einfache Herstellung der Prothese.

Bei einem vorteilhaften Ausführungsbeispiel der Erfindung ist am zweiten Prothesenteil ein Drehzapfen ausgebildet, um welchen das Zwischenteil verschwenkbar gelagert ist. Dies ergibt eine besonders einfache Konstruktion.

Es ist auch möglich, statt am zweiten Prothesenteil am Zwischenteil einen Drehzapfen auszubilden, welcher im zweiten Prothesenteil verschwenkbar gelagert ist. In diesem Fall kann der Drehzapfen relativ lang ausgebildet werden, so dass keine besondere Sicherungsmassnahmen getroffen werden müssen, um ein Abheben aus dem zweiten Prothesenteil zu verhindern.

Zweckmässigerweise besitzt das zweite Prothesenteil eine Gleitfläche, auf welcher das Zwischenteil gelagert ist. Diese Gleitfläche kann verhältnismässig gross gehalten werden, so dass die Flächenpressung klein bleibt und eine Abnutzung praktisch vermieden wird.

Vorteilhaft sind Mittel vorgesehen, um ein Abheben des Zwischenteils vom zweiten Prothesenteil zu verhindern. Weiter ist die Konstruktion vorzugsweise so gestaltet, dass die Beweglichkeit des Meniskusteils relativ zum Zwischenteil auf Bewegungen entlang der Führungsbahn eingeschränkt ist. So ist es möglich, dass Führungsbahn und Führungsteil als Nut und Steg, als Schwalbenschwanz, als Ueberdachung oder bogenförmige Umfassung ausgebildet sind. Durch diese Ausgestaltung wird verhindert, dass das Führungsteil die Führungsbahn verlässt, wenn aus irgendwelchen Gründen die Spannung der nach der Operation verbliebenen Gelenkbänder nachlässt.

Die Drehgelenkabschnitte können verschiedenartig ausgebildet sein, um eine Drehbewegung zu ermöglichen. Eine vorteilhafte Ausführungsform sieht vor, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils durch zwei Kondylen gebildet ist, und für jede dieser Kondylen ein Meniskusteil mit einer Lagerfläche für die Kondyle vorgesehen ist. Dies ergibt eine Prothese, die dem natürlichen Gelenkaufbau, wie er beispielsweise beim Kniegelenk zu finden ist, sehr nahe kommt.

Eine andere vorteilhafte Ausführungsform sieht vor, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils durch zwei Kondylen gebildet ist und dass ein für beide Kondylen gemeinsames Meniskusteil mit einer Lagerfläche für jeden der Kondylen vorgesehen ist. Auch diese Gestaltung ermöglicht einen Bewegungsablauf, der dem natürlichen physiologischen Bewegungsablauf sehr nahekommt. Es genügt dabei, für den gemeinsamen Meniskusteil eine einzige Führungsbahn vorzusehen. Es ist aber auch möglich, dass das gemeinsame Meniskusteil durch zwei in einem Abstand voneinander angeordnete Führungsbahnen geführt wird. Dies trägt dazu bei, eine Abnutzung praktisch zu verhindern.

Möglich ist auch eine monokompartimentäre Ausführung der Gelenkprothese. So kann der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils durch eine Kondyle gebildet sein und das Zwischenteil ein Meniskusteil mit einer Lagerfläche für diese Kondyle aufweisen.

Wenn das Bedürfnis besteht, auch bei gestörtem Bandapparat oder fehlenden Bändern Stabilität zu gewährleisten, kann das Kupplungsorgan ein Stabilisierungsglied aufweisen, welches mit einem Stabilisierungsorgan des Femurteils zusammenarbeitet, um so auch bei fehlenden oder schwachen Bandstrukturen Stabilität zu gewährleisten. Eine solche Prothese ermöglicht einen Bewegungsablauf, der weitgehend dem normalen physiologischen Bewegungsablauf entspricht. So findet bei der Flexion eine Dreh- und eine Gleitbewegung statt. Gleichzeitig kann aber auch eine Rotationsbewegung des Unterschenkels stattfinden. Sowohl bei der Flexion als auch bei der Extension sind daher ähnliche Verhältnisse gegeben wie beim natürlichen Knie. Von oben kommende Kräfte wirken nicht voll auf das Interface, sondern werden durch den Meniskusteil in Translationsbewegung umgesetzt. Eine Varus- oder Valgusstellung wird durch das Zusammenwirken des Stabilisierungsglieds mit dem Stabilisierungsorgan vermieden. Auch ist die Gefahr der Dislokation des Meniskusteils bei der Flexion oder bei geschwächten oder fehlenden Bandstrukturen sicher gebannt.

Bei einer vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung weist das Kupplungsorgan zur verschwenkbaren Lagerung einen Drehzapfen auf, welcher in einer Bohrung des Tibiateils gelagert ist. Dies ergibt eine besonders einfache Konstruktion. Der Drehzapfen kann dabei in einer Bohrung gelagert sein, die sich in einen Verankerungsabschnitt des Tibiateils erstreckt. Der Drehzapfen kann somit relativ lang sein, so dass keine Gefahr besteht, dass er nach dem Einbau der Kniegelenkprothese aus der Bohrung gehoben wird. Ferner sind keine speziellen Mittel zur axialen Sicherung des Drehzapfens notwendig. Es ist aber auch möglich, den Drehzapfen am Tibiateil auszubilden und das Führungsteil auf diesem Drehzapfen verschwenkbar zu lagern. Eine solche Konstruktion hat

den Vorteil, dass keine zentrale Ausnehmung an der Tibia für die Aufnahme des Verankerungsabschnitts notwendig ist. Die Verankerungsabschnitte können daher am Tibiateil der Prothese ohne Rücksicht auf den Drehzapfen angeordnet sein, z.B. in einer peripheren Lage.

Die Führungsbahn verläuft zweckmässigerweise in Richtung anterior-posterior, also mindestens angenähert in physiologischer Gleitrichtung. Es ist aber durchaus möglich, die Führungsbahn in einem Bogen, z.B. mit medialem Krümmungsradius verlaufen zu lassen.

Der Drehgelenkabschnitt des Femurteils und der Drehgelenkabschnitt des Meniskusteils sind konvex bzw. konkav und besitzen vorteilhaft die gleiche Wölbung. Dadurch wird in jeder Gelenkstellung die sogenannte Kongruenz der miteinander in Kontakt stehenden Gelenkflächen gewährleistet. Die Flächenpressung und damit der Verschleiss werden dadurch gering gehalten. Dies ermöglicht es, gegebenenfalls auf Teile aus Polyethylen zu verzichten, und verschleissresistente Hartstoff-Materialpaarungen, wie z.B. Metall/Metall, Keramik/Keramik, etc. vorzusehen. Ganz allgemein kann dadurch die Lebensdauer und die Biokompatibilität der Kniegelenkprothese wesentlich erhöht werden.

Eine vorteilhafte Ausführungsform sieht vor, dass der Drehgelenkabschnitt des Femurteils zylindrisch gewölbt ist. Dies erlaubt eine einfache Herstellung von Femurteil und entsprechend geformtem Meniskusteil. Wenn es erwünscht ist, näher beim natürlichen Vorbild des Kniegelenks zu bleiben, können am Femurteil auch zwei kondylenartige, sphärisch gewölbte Flächen vorgesehen werden. Es ist aber auch möglich, den Drehgelenkabschnitt des Femurteils sphärisch gewölbt über beide Kondylen gemeinsam auszubilden.

Das Femurteil kann einstückig sein. Zur Bildung von vorteilhaften Kniegelenkbausätzen ist es aber zweckmässig, eine zweiteilige Ausführung vorzusehen, d.h. das Stabilisierungsorgan als ein auf ein Basisteil aufsetzbares Bauteil zu gestalten, das dann nur bei Bedarf verwendet wird.

Die Erfindung betrifft auch einen Kniegelenkprothesen-Bausatz zur Bildung einer Kniegelenkprothese für die Fälle,

1. dass das hintere Kreuzband und die Seitenbänder erhalten bleiben,
2. dass nur die Seitenbänder erhalten bleiben und
3. dass weder das hintere Kreuzband noch die Seitenbänder erhalten bleiben,

wobei der Bausatz mindestens zwei Femurteile, mindestens zwei Führungsteile, mindestens ein Tibiateil und mindestens ein Meniskusteil enthält. Während Tibiateil und Meniskusteil für jeden der genannten Fälle 1 bis 3 verwendet werden können, unterscheiden sich die verschiedenen Femurteile und Füh-

rungsteile voneinander, und zwar im Fall 1 durch den Nichtbesitz von Stabilisierungselementen (Stabilisierungsorgan, bzw. -glied), in den beiden übrigen Fällen 2 und 3 durch verschiedenartige Ausgestaltung des Stabilisierungselemente. Es ist jedoch auch möglich, zusätzliche Anpassungen beim Tibiateil und Meniskusteil anzubringen. Grundsätzlich unverändert und gleich bleiben die Ausgestaltung und Dimensionen der Drehgelenkabschnitte von Femurteil und Meniskusteil, des Drehzapfens und dessen Lager beim Führungsteil und Tibiateil, sowie des Führungsorgans und der Führungsbahn beim Führungsteil, bzw. Meniskusteil, wodurch die Kompatibilität aller Teile zueinander gewährleistet wird.

Dieser Bausatz hat den Vorteil, dass der Chirurg bei gleichbleibender Operationstechnik und ohne Wechsel des Instrumentariums intraoperativ die geeignetste Kniegelenkprothese zusammenstellen kann. Selbst bei festsitzendem Tibiateil lässt sich nachträglich noch eine Konversion durchführen, wenn es sich beispielsweise während der Operation als notwendig erweist, dem Knie eine zusätzliche Stabilisierung zu verleihen.

Der Bausatz kann einstückige Femurteile enthalten. Es ist aber auch möglich, ein Stabilisierungsorgan vorzusehen, das zur Bildung des Femurteils auf ein Basisteil aufgesetzt werden kann.

Für das Femurteil, das Meniskusteil und das Tibiateil können verschiedene Grössen vorgesehen werden, die aber alle mit Standardführungsteilen verwendbar sind.

Ausführungsbeispiele der Erfindung werden nun unter Bezugnahme auf die Zeichnung beschrieben. Es zeigt:

Figur 1 die Kraftumsetzung in Translationsbewegung bei einem Schnittgelenk,

Figur 2 die Scherkraftbildung am Interface bei einem Scharniergelenk,

Figur 3 die Verhältnisse bei einem "geöffneten" Scharniergelenk,

Figur 4 die Verhältnisse bei einem kombinierten Schlitten- und Scharniergelenk,

Figur 5 ein erstes Ausführungsbeispiel einer Prothese, z.B. Kniegelenkprothese, in auseinandergezogener Darstellung,

Figur 6 eine Ansicht von oben auf das Zwischenteil,

Figur 7 das Zwischenteil von Figur 6 von unten gesehen,

Figur 8 das zweite Prothesenteil mit aufgesetztem Kupplungsorgan und Zwischenteil von oben gesehen,

Figur 9a einen Schnitt entlang der Linie IX-IX von Figur 8,

Figur 9b eine Explosionsdarstellung der Prothese von Figur 5 bis 9a,

Figur 10 einen Schnitt durch ein zweites Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese,

Figur 11 einen Schnitt durch ein drittes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese,
 Figur 12a einen Schnitt durch ein viertes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese,
 Figur 12b eine Explosionsdarstellung der Prothese von Figur 12a,

Figur 13a ein fünftes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese im Schnitt, wobei das erste Prothesenteil durch eine gestrichelte Linie gezeigt ist,

Figur 13b eine Explosionsdarstellung der Prothese von 13a,

Figur 14 eine Ansicht von oben auf die Kniegelenkprothese gemäss Figur 13a,

Figur 15 einen Schnitt durch ein sechstes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese,

Figur 16 eine Ansicht von oben auf die Kniegelenkprothese von Figur 15,

Figur 17a einen Schnitt durch ein siebentes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese,

Figur 17b eine Explosionsdarstellung der Prothese von Figur 17a,

Figur 18 eine Ansicht von oben auf die Kniegelenkprothese von Figur 17a,

Figur 19a einen Schnitt durch ein achttes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese und

Figur 19b eine Explosionsdarstellung der Prothese von Figur 19a,

Figur 20 eine Ansicht von oben auf die Kniegelenkprothese von Figur 19a,

Figur 21 eine Kniegelenkprothese mit Stabilisierungsmitteln der gezogenen Darstellung,

Figur 22 die monozentrische Ausbildung der Gelenkfläche des Femurteils,

Figur 23 die Kniegelenkprothese gemäss Figur 21 bei Extension,

Figur 24 die Kniegelenkprothese von Figur 21 bei 90 Grad Flexion,

Figuren 25 bis 27 Ausführungsbeispiele für die zylindrische bzw. sphärische Ausbildung der Drehgelenkabschnitte,

Figuren 28a bis c einen Bausatz, der den Bau einer verschiedenen Kniegelenkprothese erlaubt, je nachdem, ob

- a) das hintere Kreuzband und die Seitenbänder erhalten bleiben,
- b) nur die Seitenbänder erhalten bleiben oder
- c) weder das hintere Kreuzband noch die Seitenbänder erhalten bleiben,

Figur 29 zeigt die einstückige Ausführung der Femurteile für einen Bausatz gemäss Figuren 28a bis c, und

Figur 30 ein letztes Ausführungsbeispiel einer Kniegelenkprothese.

Bei den bereits inleitend behandelten verschiedenen bekannten Gelenkformen der Figuren 1 bis 4 ist die Tibia mit der Bezugsziffer 1 bezeichnet. Auf der Tibia 1 ist das untere Gelenkteil 17 befestigt. Di-

Bezugsziffer 11 bezeichnet das obere Gelenkteil. In Figur 4 findet sich noch ein auf dem unteren Gelenkteil 17 verschiebbares Zwischenteil 13.

Die in den Figuren 5 bis 9 dargestellte Kniegelenkprothese besitzt ein erstes Prothesenteil 11, ein erstes Zwischenteil 13, ein zweites Zwischenteil oder Kupplungsorgan 15 und ein zweites Prothesenteil 17.

Das erste Prothesenteil 11 kann in herkömmlicher Weise mindestens einen Verankerungsabschnitt und mindestens einen Drehgelenkabschnitt aufweisen. Für die vorliegende Erfindung ist natürlich von Bedeutung, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils mit jenem des ersten Zwischenteils 13 übereinstimmt. Wie in Figur 5 dargestellt, wird der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils 11 durch zwei Kondylen 19 gebildet. Diesen Kondylen 19 entsprechen die Lagerflächen 21 des ersten Zwischenteils 13.

Das zweite Prothesenteil 17 besteht aus einer eingelegten Gleitfläche 24 aufweisenden Platte 23, von welcher sich konische Verankerungsabschnitte 25, 27 nach unten erstrecken. Wie Figur 8 zeigt, besitzt die Platte 23 eine den Umrissen der natürlichen Tibiakondylen angepasste ovale Formgebung mit einer posterioren Ausnehmung 29 für das hintere Kreuzband. Der Verankerungsabschnitt 25 ist relativ gross und weist eine Bohrung 31 zur Aufnahme des Drehzapfens 33 des Kupplungsorgans 15 auf. Im ersten Zwischenteil 13 befindet sich eine Führungsbahn 35 in Form einer Schwalbenschwanz-Nut. Sie dient der Aufnahme des Führungsteils 16 des Kupplungsorgans 15. Führungsbahn 35 und Führungsteil 16 bilden eine Einrichtung, um dem Zwischenteil 13 zusätzlich zur Schwenkbewegung auch eine Translationsbewegung zu ermöglichen. Für das Zusammenwirken von 35 und 16 ist von untergeordneter Bedeutung, welches als Nut und welches als Schiene ausgebildet ist. Es ist daher immer der zum Kupplungsorgan gehörende Führungsteil mit der Bezugsziffer 16 bezeichnet (Figuren 15, 16 und 17). Statt Schwalbenschwanzform könnte die Einrichtung 35, 16 aber auch einen anderen geeigneten Querschnitt aufweisen. Die Führungsbahn 35 ist praktisch mittig im ersten Zwischenteil 13 angeordnet und verläuft ungefähr sagittal in einem nach medial gekrümmten Bogen, wie dies beispielsweise aus der Ansicht von unten gemäss Figur 7 ersichtlich ist.

Wie Figur 8 zeigt, hat das erste Zwischenteil 13 eine ähnliche Formgebung wie die Platte 23, ist aber in sagittaler Richtung wesentlich schmaler als die Platte 23. Das zweite Zwischenteil 13 weist ebenfalls eine Ausnehmung 37 für das hintere Kreuzband auf.

Bei einer Betrachtung der Figuren 8, 9a und 9b kann man erkennen, dass das erste Zwischenteil 13 sowohl eine Schwenkbewegung um die Achse 39 als auch eine Translationsbewegung von anterior nach posterior und umgekehrt durchführen kann. Diese Bewegungen werden nach dem Einbau der Prothese

durch die Bänder des Kniegelenks geführt und begrenzt. Der Bewegungsablauf bei Flexion und Extension entspricht weitgehend dem physiologischen Bewegungsablauf des Kniegelenks.

Das erste und das zweite Prothesenteil 11, 17 und das Kupplungsorgan 15 mit dem Drehzapfen 33 bestehen vorteilhaft aus einer Metallegierung, wie sie üblicherweise für Gelenkprothesen Anwendung findet. Das erste Zwischenteil 13 besteht zweckmässigerweise aus einem Kunststoff, wie er ebenfalls üblicherweise für Gelenkprothesen verwendet wird.

Beim gezeigten Ausführungsbeispiel kommen zwei Kondylen/ Lagerflächen-Paare 19, 21 zur Anwendung. Es ist aber auch möglich, nur ein Kondylen/Lagerflächen-Paar zu verwenden. Denkbar wäre auch eine andere gelenkige Verbindung, z.B. ein durch einen Achsbolzen gekoppeltes Scharniergelenk, in Kombination mit der eine Translation und Rotation ermöglichenden Ausgestaltung des ersten Zwischenteils 13 und des Kupplungsorgans 15.

Beim gezeigten Ausführungsbeispiel sind die Kondylen 19 des ersten Prothesenteils 11 konvex und die Lagerflächen 21 des Zwischenteils 13 entsprechend konkav. Es wäre aber auch möglich, z.B. dort, wo es die Natur nahelegt, z.B. beim Patell-Femur-Gelenk im ersten Prothesenteil statt Kondylen, konkave Lagerflächen und im Zwischenteil statt konkave Lagerflächen konvexe Kondylen vorzusehen.

Beim Ausführungsbeispiel von Figur 10 ist nur eine Kondyle 19 und eine Lagerfläche 21 vorgesehen. Im übrigen ist die Anordnung ähnlich wie unter Bezugnahme auf die Figuren 5 bis 9a und 9b beschrieben. Die Lagerfläche 19 des ersten Prothesenteils ist jedoch konkav und die entsprechende Lagerfläche 21 des ersten Zwischenteils 13 ist konvex. Eine solche Prothese eignet sich für das Patella-Femur-Gelenk.

Beim Ausführungsbeispiel von Fig. 11 ist das zweite Prothesenteil 17 mit einem Drehzapfen 33' versehen, um welchen sich das Kupplungsorgan 15 drehen kann. Dieses weist zur Aufnahme des Drehzapfens eine Bohrung 31' auf. Der Führungsteil 16 des Kupplungsorgans 15 besitzt auf beiden Seiten eine Nut 41 für eine Rippe 43 des ersten Zwischenteils 13. Nut und Rippe können aber auch vertauscht angeordnet sein. Auf diese Weise wird das erste Zwischenteil 13 in einem Abstand von der Platte 23 gehalten. Die Lagerflächen 21 sind als auswechselbare Lagerelemente 13' ausgebildet, welche in Aussparungen 45 des ersten Zwischenteils 13 eingelassen sind und auf der Platte 23 aufliegen. Bei einer Dreh- und/oder Translationsbewegung des ersten Zwischenteils 13 gleiten daher die Lagerelemente 21 auf der Platte 23. Die Lagerelemente 13' bestehen vorteilhaft aus einem für Implantate üblichen Kunststoff. Das erste Zwischenteil 13 kann aus Metall bestehen, während das Kupplungsorgan 15 zweckmässigerweise aus Kunststoff besteht. Es ist also möglich, immer eine Paarung von Kunststoff und Metall bei den

verschiedenen Reibflächen vorzusehen. Weitere Paarungsmöglichkeiten werden später noch näher beschrieben.

Die Ausführungsform der Prothese gemäss Figur 12 unterscheidet sich von der Ausführungsform von Figur 11 im wesentlichen dadurch, dass die Aussparungen 45 nicht durchgehend sind und das Zwischenteil 13 auf der Gleitfläche 24 der Platte 23 aufliegt. Es kann daher in bezug auf die übrigen Details und die Funktionsweise auf die vorangehende Beschreibung verwiesen werden.

Die in den Figuren 13a, 13b und 14 dargestellte bikompartimentäre Kniegelenkprothese besitzt ein erstes Prothesenteil 11, ein zweites Zwischenteil 15 mit zwei Meniskusteilen 13 und ein zweites Prothesenteil 17. Jedes Meniskusteil 13 besitzt ein Kupplungsorgan 15, dessen Führungsteil 16 in einer Führungsbahn 35 im zweiten Zwischenteil 13 laufen kann.

Das erste Prothesenteil 11 kann in herkömmlicher Weise mindestens einen Verankerungsabschnitt und mindestens einen Drehgelenkabschnitt aufweisen. Für die vorliegende Erfindung ist natürlich von Bedeutung, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils mit jenem des Zwischenteils übereinstimmt. Wie in Figuren 13a, 13b dargestellt, wird der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils 11 durch zwei Kondylen 19 gebildet. Diesen Kondylen 19 entsprechen die Lagerflächen 21 der Meniskusteile 13.

Das zweite Prothesenteil 17 besteht aus einer eine Gleitfläche 24 aufweisenden Platte 23, von welcher sich konische Verankerungsabschnitte 27 nach unten erstrecken. In Fig. 13b wird gezeigt, dass die Oberseite der Platte 23 eine Schicht 23' aus Kunststoff aufweisen kann. Wie Figur 14 zeigt, besitzt die Platte 23 eine den Umrissen der natürlichen Tibiakondylen angepasste ovale Formgebung mit einer posterioren Ausnehmung 29 für das hintere Kreuzband. Das zweite Prothesenteil 17 weist einen Drehzapfen 33 auf, welcher in eine Bohrung 31 des zweiten Zwischenteils 15 passt. Eine Ueberdachung 34 verhindert ein Abheben des ersten Zwischenteils 13 von der Gleitfläche 24. Es kann auch z.B. eine Schraube 34' (Fig. 13b) oder dergleichen vorgesehen sein. Im zweiten Zwischenteil 15 befinden sich zwei Führungen 16 in Form von Schwalbenschwanz-Nuten. Sie könnten aber auch einen anderen geeigneten Querschnitt aufweisen. Die Führungen 16 sind praktisch parallel zueinander im Zwischenteil 15 angeordnet und verlaufen ungefähr sagittal.

Wie Figur 14 zeigt, hat das zweite Zwischenteil 15 eine ähnliche Formgebung wie die Platte 23, ist aber in sagittaler Richtung schmaler als die Platte 23. Das erste Zwischenteil 13 weist ebenfalls eine Ausnehmung 37 für das hintere Kreuzband auf.

Bei einer Betrachtung der Figuren 13a und 14 kann man erkennen, dass das erste Zwischenteil 13

eine Schwenkbewegung um die Achse 39 und die Meniskusteile 13' eine Translationsbewegung von anterior nach posterior und umgekehrt durchführen können. Diese Bewegungen werden nach dem Einbau der Prothese durch die Bänder des Kniegelenks geführt und begrenzt. Der Bewegungsablauf bei Flexion und Extension entspricht weitgehend dem physiologischen Bewegungsablauf des Kniegelenks.

Das erste und das zweite Prothesenteil 11, 17 sowie das Zwischenteil 13 bestehen vorteilhaft aus einer Metalllegierung, wie sie üblicherweise für Gelenkprothesen Anwendung findet. Die Meniskusteile 13 bestehen zweckmässigerweise aus einem Kunststoff, wie er ebenfalls üblicherweise für Gelenkprothesen verwendet wird. Es ist jedoch auch möglich, wegen der hohen Kongruenz der Lagerflächen 21 und der Kondylen 19, die Meniskusteile 13 ebenfalls aus Metall zu festigen. Andererseits kann jedoch auch, wo dies opportun erscheint, eine der beiden zueinander gewandten Gleitflächen 24, 28 des zweiten Prothesenteils 17, bzw. des zweiten Zwischenteils 15 mit Kunststoff belegt werden. Es ist also möglich, immer eine Paarung von Kunststoff und Metall bei den verschiedenen Gleitflächen vorzusehen oder sämtliche Gleitflächen in Metall- oder anderer zweckmässiger Hartstoffpaarung auszuführen.

Beim gezeigten Ausführungsbeispiel kommen zwei Kondylen/Lagerflächen-Paare 19, 21 zur Anwendung. Es ist aber auch möglich, nur ein Kondylen/Lagerflächen-Paar zu verwenden.

Die Ausführungsform gemäss den Figuren 15 und 16 unterscheidet sich von jener von Figur 13a, 13b und 14 dadurch, dass für beide Kondylen 19 ein gemeinsames Meniskusteil 13 vorgesehen ist, welches eine Ausnehmung 38 für das hintere Kreuzband aufweist. Man kann sich also die beiden Meniskusteile 13 der Figuren 13a, 13b und 14 durch eine Brücke 22 (Figur 15) verbunden vorstellen. Zweckmässigerweise ist aber das gemeinsame Meniskusteil 13 von Figur 15 einstückig. Er weist zwei Lagerflächen 21 auf. Im übrigen ist die Prothese gleich ausgebildet wie in den Figuren 13a, 13b und 14, so dass für Einzelheiten auf die vorherige Beschreibung verwiesen werden kann.

Auch bei der Ausführungsform gemäss den Figuren 17a, 17b und 18 ist für beide Kondylen 19 ein gemeinsames Meniskusteil 13 vorgesehen. Ein Unterschied zu den vorher beschriebenen Ausführungsbeispielen besteht aber darin, dass nicht das zweite Prothesenteil 17, sondern das zweite Zwischenteil 15 einen Drehzapfen 33 aufweist, welcher in einer Bohrung 31 des relativ grossen Verankerungsabschnitts 25 gelagert ist. Die konischen Verankerungsabschnitte 27 sind relativ klein ausgebildet. Ein weiterer Unterschied besteht darin, dass das Führungsteil 16 des zweiten Zwischenteils 15 als Steg ausgebildet ist und die Führungsbahn 35 des Meniskusteils 13 als eine den Steg umfassende Nut. Auch das Meniskusteil

13 weist dorsal eine Ausnehmung 38 für das hintere Kreuzband auf. In Fig. 17b wird gezeigt, dass die Unterseite des zweiten Zwischenteils 15 eine Schicht 32 aus Kunststoff aufweisen kann. Im übrigen wird wiederum auf die Beschreibung in bezug auf die Figuren 13a, 13b und 14 verwiesen.

In den Figuren 19a, 19b und 20 ist eine monokompartimentäre Gelenkprothese dargestellt, welche grundsätzlich den gleichen Aufbau aufweist, wie die bikompartimentäre Gelenkprothese gemäss den Figuren 5 und 6. Es kann daher auch auf die vorangehende Beschreibung verwiesen werden. Wenn in Fig. 20 keine Mittel dargestellt sind, welche analog zur Ueberdachung 34 (Fig. 13a) ein Abheben des Zwischenteils 33 verhindern, so ist doch dem Fachmann klar, dass durch geeignete Massnahmen, z.B. durch Anbringen eines Seegerrings, ein Abheben verhindert werden kann.

Die Kniegelenkprothese gemäss Fig. 21 besitzt ein erstes Prothesen- oder Femurteil 11, ein erstes Zwischen- oder Meniskusteil 13, ein zweites Zwischen- oder Kupplungsteil 15 und ein zweites Prothesen- oder Tibiateil 17. Das Femurteil 11 ist zweistückig. Es besteht aus dem Basisteil 12 und dem darauf aufgesetzten Stabilisierungsorgan 14, welche fest miteinander verbunden sind. Die so gebildete Einheit besitzt einen Verankerungsabschnitt 26 zur Verankerung im Femur und einen Drehgelenkabschnitt, welcher durch zwei kondylenartige sphärisch gewölbte Flächen 19 gebildet wird. Wie insbesondere Fig. 22 zeigt, besitzen die konvexen, z.B. sphärischen, Flächen 19 den Radius R. Dies weicht von der mehr elliptischen Form des natürlichen Knies ab. Die Form der natürlichen Kondylen ist gestrichelt angedeutet.

Den sphärischen Flächen 19 entsprechen die konkaven Lagerflächen 21, welche ebenfalls den Radius r besitzen, um so die sogenannte Kongruenz zu gewährleisten, welche verschleissminimierend wirkt. Das Tibiateil 17 besteht aus einer eine Gleitfläche 24 aufweisenden Platte 23, von welcher sich der konische Verankerungsabschnitt 25 nach unten erstreckt. Die Platte 23 besitzt eine den Umrissen der natürlichen Tibiakondylen angepasste ovale Formgebung mit einer posterioren Ausnehmung 29 für das hintere Kreuzband. Der Verankerungsabschnitt 25 ist relativ gross und weist eine Bohrung 31 zur Aufnahme des Drehzapfens 33 des Führungsorgans 15 auf. Im Meniskusteil 13 befindet sich eine Führungsbahn 35 in Form einer Schwalbenschwanznut. Sie könnte aber auch einen anderen geeigneten Querschnitt aufweisen. Die Führungsbahn 35 ist praktisch mittig im Meniskusteil 13 angeordnet und verläuft ungefähr in Richtung anterior-posterior. Statt gerade, könnte sie auch in einem vorzugsweise nach medial gekrümmten Bogen verlaufen. Die gerade Ausführung hat jedoch den Vorteil, dass das Meniskusteil 13 sowohl für das linke als auch für das rechte Kniegelenk brauchbar ist und die Gefahr einer Verwechslung ausge-

geschlossen wird.

Das Meniskusteil 13 hat eine ähnliche Formgebung wie die Platte 23, ist aber in sagittaler Richtung schmaler als die Platte 23. Das Meniskusteil 13 weist ebenfalls eine Ausnehmung 37 für das hintere Kreuzband auf. Das Kupplungsorgan 15 besitzt ein Führungsteil 16, welches in die Schwalbenschwanznut 35 des Meniskusteils 13 passt. Vom Führungsteil 16 erstreckt sich der Drehzapfen 33 nach unten und das Stabilisierungsglied 36 nach oben. Wie aus den Figuren 23 und 24 ersichtlich ist, arbeitet das Stabilisierungsglied 36 mit dem Stabilisierungsorgan 14 des Femurteils 11 zusammen, um auch bei fehlenden oder schwachen Bandstrukturen Stabilität zu gewährleisten. Wie aus Fig. 23 ersichtlich ist, greift das Stabilisierungsglied 36 in das Innere 38' des Kastens 14 ein, wo es von den seitlichen Kastenwänden 40 geführt wird. Dadurch wird eine Varus- oder Vagusstellung verhindert. Durch die Nase 42 wird auch Stabilität nach posterior gewährleistet, d.h. die Bewegung des Tibiateils 17 wird nach posterior hin begrenzt.

Das Femurteil 11, das Tibiateil 17 und das Kupplungsorgan 15 bestehen vorteilhaft aus einer Metallegierung, wie sie üblicherweise für Gelenkprothesen Anwendung findet. Das Meniskusteil 13 kann aus einem Kunststoff bestehen, wie er ebenfalls üblicherweise für Gelenkprothesen verwendet wird. Es kann aber auch aus einer Metallegierung bestehen, weil dank der beschriebenen kongruenten Ausbildung der Drehgelenkabschnitte 19, 21 die Flächenpressung und somit auch der Reibungsverschleiß klein gehalten werden kann. Möglich ist aber auch die Verwendung von Keramik für alle Teile, wobei aber eine Metallegierung vorzuziehen ist, weil sie mehr duktil ist.

Bei einer Betrachtung der Figuren 21, 23 und 24 kann man erkennen, dass das Meniskusteil 13 bei der Flexion sowohl eine Schwenkbewegung um die Achse 39 als auch eine Translationsbewegung von anterior nach posterior und umgekehrt durchführen kann. Der Bewegungsablauf entspricht dabei weitgehend dem physiologischen Bewegungsablauf eines intakten menschlichen Kniegelenks.

Weitere Ausführungsformen des erfindungsgemässen Kniegelenks sind in den Figuren 25 bis 27 dargestellt. Bei diesen Ausführungsformen erstrecken sich vom Meniskusteil 13 seitliche Wände 41 in das Innere 38' des kastenförmigen Stabilisierungsorgans 14 und verhindern so einen direkten Kontakt des Stabilisierungsglieds 36 mit den Seitenwänden 40. Bei Fig. 25 ist der Drehgelenkabschnitt 19 zylindrisch gewölbt mit einem Radius r (Fig. 23). In Fig. 26 sind wie in Fig. 21 zwei kondylenartige sphärisch gewölbte Flächen 19 vorgesehen. Demgegenüber besitzen in Fig. 7 die sphärisch gewölbten Flächen 19 einen gemeinsamen Radius R über beide Kondylen.

Figuren 28a bis c zeigen einen Bausatz, der sich zur Bildung von drei verschiedenen Kniegelenkprothesen eignet, nämlich:

- a) eine Prothese für den Fall, dass das hintere Kreuzband und die Seitenbänder erhalten bleiben,
- b) eine Prothese, wenn nur die Seitenbänder erhalten bleiben.
- c) eine Prothese, wenn weder das hintere Kreuzband noch die Seitenbänder erhalten bleiben.

Alle drei Kniegelenkprothesen verwenden das gleiche Meniskusteil 13 und das gleiche Tibiateil 17. Sie sind daher nur einmal dargestellt. Bei der gezeigten zweistückigen Ausbildung des Femurteils wird auch in allen Fällen das gleiche Basisteil 12 verwendet. Für die Fälle b) und c) sind verschieden ausgebildete Stabilisierungsorgane 14', 14 auf das Basisteil 12 aufgesetzt.

Für jede Art von Kniegelenkprothese ist ein spezielles Kupplungsorgan 15, 15', 15'' vorgesehen. Bei 15'' fehlt das Stabilisierungsglied, bei 15' sorgt das Stabilisierungsglied 36 lediglich für Stabilität in posteriorer Richtung. Beim Führungsteil 15 wird sowohl für Stabilität nach posterior als auch nach medial und lateral hin gesorgt.

In den Figuren 29a bis c ist die einstückige Ausbildung des Femurteils für die verschiedenen Arten von Kniegelenkprothesen dargestellt.

Patentansprüche

1. Gelenkprothese, insbesondere Kniegelenkprothese, mit mindestens einem ersten Prothesenteil, das einen Verankerungsabschnitt und mindestens einen Drehgelenkabschnitt aufweist, einem zweiten Prothesenteil, das einen Verankerungsabschnitt und eine Gleitfläche aufweist, und einem Zwischenteil, welches um einen Drehzapfen verschwenkbar ist und mindestens einen Drehgelenkabschnitt zur Zusammenarbeit mit dem entsprechenden Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass zwischen dem Zwischenteil (13) und dem zweiten Prothesenteil (17) ein Kupplungsorgan (15) vorgesehen ist und dass eine Einrichtung (16, 35) vorgesehen ist, um dem Zwischenteil (13) zusätzlich zur Schwenkbewegung auch eine Translationsbewegung zu ermöglichen, welche Einrichtung eine Führungsbahn (35) aufweist, welche mit einem Führungsteil (16) zusammenwirkt.
2. Gelenkprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehzapfen (33) am Kupplungsorgan (15) angeordnet und im zweiten Prothesenteil (17) verschwenkbar gelagert ist.
3. Gelenkprothese nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehzapfen (33) in einer Bohrung (31) gelagert ist, die sich in einen Ver-

ankerungsabschnitt (25) erstreckt.

4. Gelenkprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehzapfen (33') am zweiten Prothesenteil (17) angeordnet ist und dass das Kupplungsorgan (15) auf dem Drehzapfen (33') verschwenkbar gelagert ist. 5
5. Gelenkprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehzapfen (33) am Kupplungsorgan (15) angeordnet ist, und dass das Zwischenteil (13) auf dem Drehzapfen (33) verschwenkbar gelagert ist. 10
6. Gelenkprothese nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehzapfen (33) am zweiten Prothesenteil (17) angeordnet ist, und dass das Zwischenteil (13) auf dem Drehzapfen verschwenkbar gelagert ist. 15
7. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Führungsbahn (35) in sagittaler Richtung angeordnet ist. 20
8. Gelenkprothese nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die jeweilige Führungsbahn (35) geradlinig verläuft. 25
9. Gelenkprothese nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Führungsbahn (35) in einem Bogen mit medialem Krümmungsradius verläuft. 30
10. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Prothesenteil (17) eine Gleitfläche (24) aufweist, auf welcher das Zwischenteil (13) gelagert ist. 35
11. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass Mittel (34, 34') vorgesehen sind, um ein Abheben des Zwischenteils (13) vom zweiten Prothesenteil (17) zu verhindern. 40
12. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Beweglichkeit des Meniskusteils (14) relativ zum Zwischenteil (13) auf Bewegungen entlang der Führungsbahn (35) eingeschränkt ist. 45
13. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass die Führungsbahn (35) und Führungsorgan (15) als Nut und Steg, als Schwalbenschwanz, als Ueberdachung oder bogenförmige Umfassung ausgebildet sind. 50
14. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Führungs-

bahn (35) praktisch mittig im Zwischenteil (13) angeordnet ist.

15. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils durch zwei Kondylen (19) gebildet ist und dass der Drehgelenkabschnitt des Zwischenteils durch zwei entsprechende Lagerflächen (21) zur Zusammenarbeit mit den Kondylen (19) des ersten Prothesenteils (11) gebildet ist.
16. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils (11) durch zwei Kondylen (19) gebildet ist und dass ein für beide Kondylen (19) gemeinsames Meniskusteil (14) mit einer Lagerfläche (21) für jede der Kondylen (19) vorgesehen ist.
17. Gelenkprothese nach Anspruch 16, dadurch gekennzeichnet, dass das gemeinsame Meniskusteil (14) durch zwei in einem Abstand voneinander angeordnete Führungen (16) geführt wird.
18. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils (11) durch eine Kondyle (19) gebildet ist und dass der Drehgelenkabschnitt des Zwischenteils (13) durch eine Lagerfläche (21) zur Zusammenarbeit mit der Kondyle (19) des ersten Prothesenteils (11) gebildet ist.
19. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass die jeweilige Kondyle (19) des ersten Prothesenteils (11) konvex und die zugehörige Lagerfläche (21) des Zwischenteils (13) entsprechend konkav ist.
20. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die jeweilige Lagerfläche (21) des Zwischenteils (13) durch ein in einer Aussparung (45) desselben auswechselbares Lagerelement (13') gebildet ist.
21. Gelenkprothese nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Aussparung (45) durchgehend ist.
22. Gelenkprothese nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass die Aussparung (45) nicht durchgehend ist.
23. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Zwischenteil (13) auf der Gleitfläche (24) verschiebbar gelagert ist.

24. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass das Zwischenteil (13) z.B. durch das Kupplungsorgan (15) in einem Abstand von der Gleitfläche (24) gehalten wird.
25. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, dass das zweite Prothesenteil (17) und das Zwischenteil (13) eine Ausnehmung (29, 37) für das vordere und/oder hintere Kreuzband aufweist.
26. Gelenkprothese nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Kupplungsorgan ein Stabilisierungsglied (36) besitzt, welches mit einem Stabilisierungsorgan (14) des Femurteils (11) zusammenarbeitet, um auch bei fehlenden oder schwachen Bandstrukturen Stabilität zu gewährleisten.
27. Gelenkprothese nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehgelenkabschnitt (19) des ersten Prothesenteils (11) zylindrisch ist.
28. Gelenkprothese nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehgelenkabschnitt (19) des ersten Prothesenteils (11) sphärisch über beide Kondylen gewölbt ist.
29. Gelenkprothese nach Anspruch 26, dadurch gekennzeichnet, dass der Drehgelenkabschnitt (19) des ersten Prothesenteils (11) zwei kondylenartig sphärisch gewölbte Flächen (19) aufweist.
30. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 26 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass das erste Prothesenteil (11) einstückig ist.
31. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 26 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass das Stabilisierungsorgan (14) ein auf ein Basisteil (12) aufgesetztes Teil ist.
32. Gelenkprothese nach einem der Ansprüche 26 bis 31, dadurch gekennzeichnet, dass das Tibiateil (17) und das Meniskusteil (13) eine Ausnehmung (29, 37) für das hintere Kreuzband aufweisen.
33. Gelenkprothesen-Bausatz zur Bildung einer Kniegelenkprothese für mindestens zwei der Fälle
- a) dass das hintere Kreuzband und die Seitenbänder erhalten bleiben,
 - b) dass nur die Seitenbänder erhalten bleiben und
 - c) dass weder das hintere Kreuzband noch die Seitenbänder erhalten bleiben,
- wobei der Bausatz mindestens zwei Femurteile, mindestens zwei Führungsteile, mindestens einen Tibiateil und mindestens einen Meniskusteil enthält.
34. Gelenkprothesen-Bausatz nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, dass die Femurteile (11) einstückig sind.
35. Gelenkprothesen-Bausatz nach Anspruch 33, dadurch gekennzeichnet, dass das Femurteil (11) ein Basisteil (12) aufweist, auf welches, wenn notwendig, ein Stabilisierungsorgan (14) aufgesetzt werden kann.
36. Gelenkprothesen-Bausatz nach einem der Ansprüche 33 bis 35, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Führungsteil (15) ein Stabilisierungsglied (36) besitzt, welches mit einem Stabilisierungsorgan (14) des Femurteils (11) zusammenarbeitet.
37. Gelenkprothesen-Bausatz nach einem der Ansprüche 33 bis 36, dadurch gekennzeichnet, dass verschiedene Größen von Femurteilen (11), Meniskusteilen (13) und Tibiateilen (17) vorhanden sind.
38. Gelenkprothese, insbesondere Kniegelenkprothese, mit mindestens einem ersten Prothesenteil, das einen Verankerungsabschnitt und mindestens einen Drehgelenkabschnitt aufweist, einem zweiten Prothesenteil, das einen Verankerungsabschnitt und eine Gleitfläche aufweist, und einem Zwischenteil, welches um einen Drehzapfen verschwenkbar ist und mindestens einen Drehgelenkabschnitt zur Zusammenarbeit mit dem entsprechenden Drehgelenkabschnitt des ersten Prothesenteils aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass ein um die Achse (39) des Drehzapfens (33, 33') verschwenkbares Kupplungsorgan (15) vorgesehen ist und dass das Zwischenteil (13) eine angenähert in physiologischer Gleitrichtung verlaufende Führungsbahn (16) für das Kupplungsorgan (15) aufweist, um dem Zwischenteil (13) zusätzlich zur Schwenkbewegung auch eine Translationsbewegung zu ermöglichen.
39. Gelenkprothese, insbesondere Kniegelenkprothese, mit mindestens einem ersten Prothesenteil (11), das einen Verankerungsabschnitt und mindestens einen Drehgelenkabschnitt aufweist, einem zweiten Prothesenteil (17), das einen Verankerungsabschnitt (25, 27) aufweist, und mindestens einem Meniskusteil (14) mit mindestens einem Kupplungsorgan (15), welches von einer Führungsbahn (35) in angenähert physiologi-

scher Gleitrichtung geführt wird, um eine Translationsbewegung zu ermöglichen, dadurch gekennzeichnet, dass die Führungsbahn (16) auf einem Zwischenteil (13) angeordnet ist, welches auf dem zweiten Prothesenteil (17) verschwenkbar gelagert ist, um dem Meniskusteil (14) zusätzlich zur Translationsbewegung auch eine Schwenkbewegung relativ zum zweiten Prothesenteil (17) zu ermöglichen.

40. Gelenkprothese mit einem Femurteil (11), das einen Verankerungsabschnitt und einen Drehgelenkabschnitt (19) aufweist, einem Tibiateil (17), das einen Verankerungsabschnitt (25) und eine Gleitfläche (24) aufweist, und einem auf der Gleitfläche (24) des Tibiateils (17) verschiebbaren Meniskusteil (13), welcher einen Drehgelenkabschnitt (19) des Femurteils (11) aufweist, dadurch gekennzeichnet, dass ein Kupplungsorgan (15) für das Meniskusteil (13) vorgesehen ist, dass das Kupplungsorgan (15) auf dem Tibiateil (17) verschwenkbar gelagert ist, um dem Meniskusteil (13) eine Schwenkbewegung zu ermöglichen, dass das Kupplungsorgan (15) ein Führungsorgan (16) aufweist, welches in eine Führungsbahn (35) im Meniskusteil (13) passt, um dem Meniskusteil (13) zusätzlich zur Schwenkbewegung eine Translationsbewegung längs des Führungsorgans (34) zu ermöglichen, und dass das Kupplungsorgan (15) ein Stabilisierungsglied (36) besitzt, welches mit einem Stabilisierungsorgan (14) des Femurteils (11) zusammenarbeitet, um auch bei fehlenden oder schwachen Bandstrukturen Stabilität zu gewährleisten.

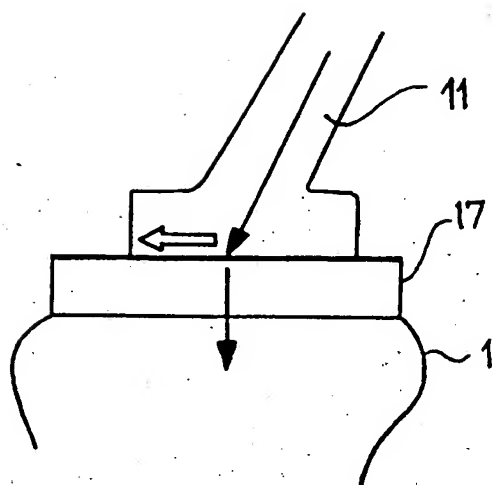


Fig.1

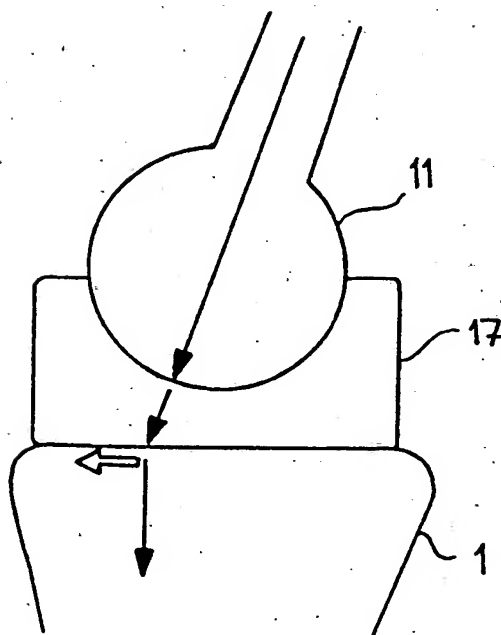
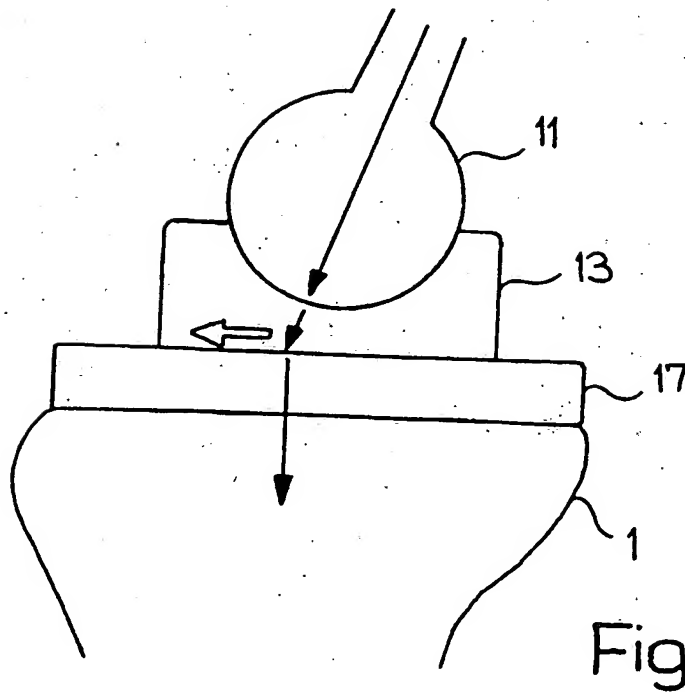
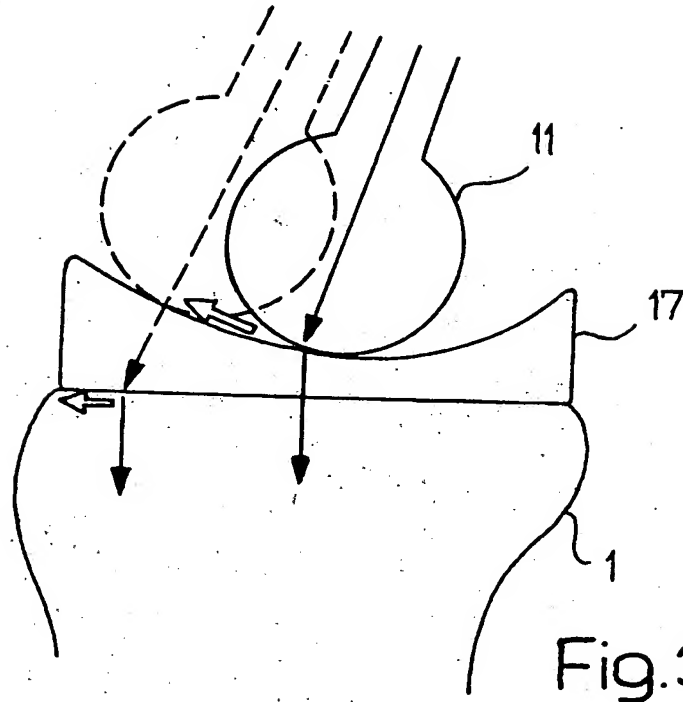


Fig.2



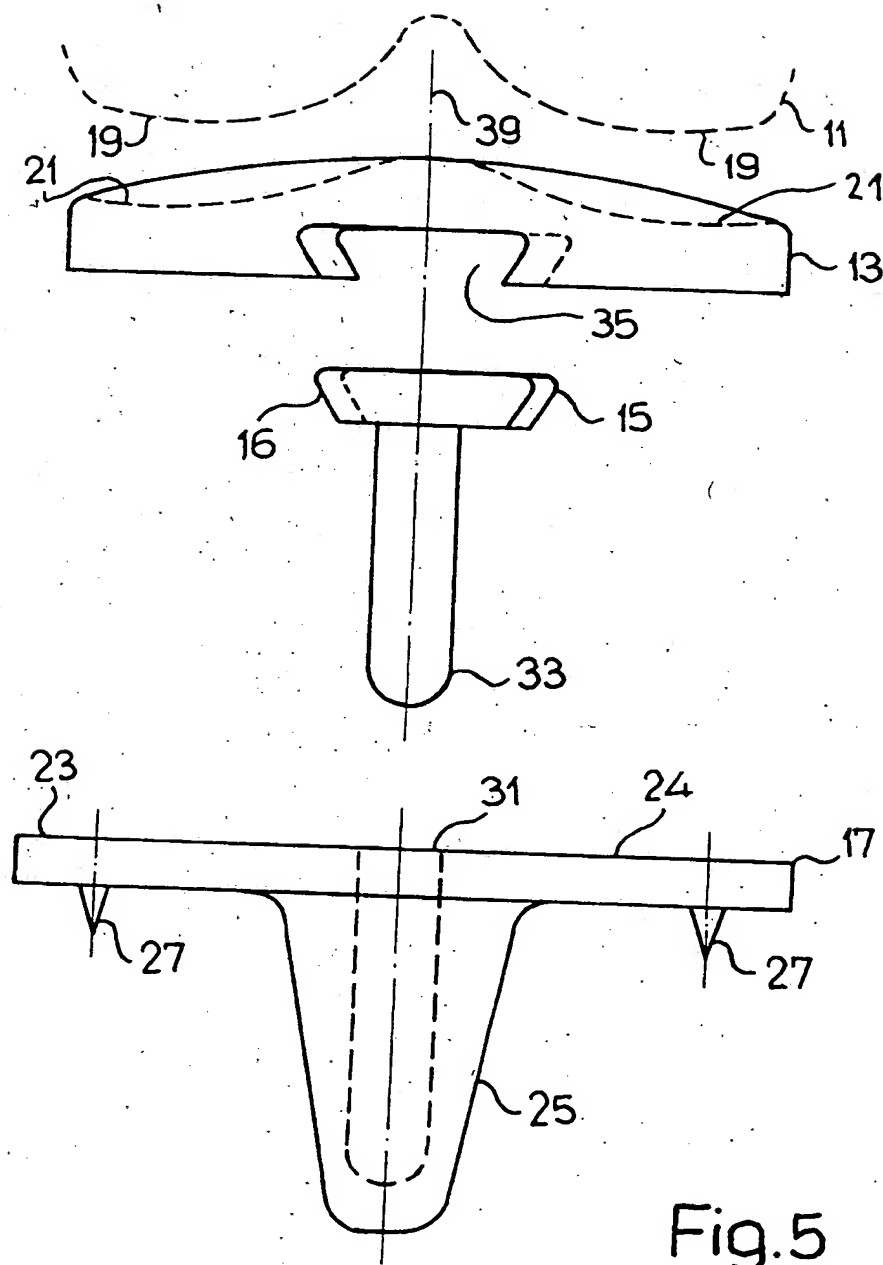
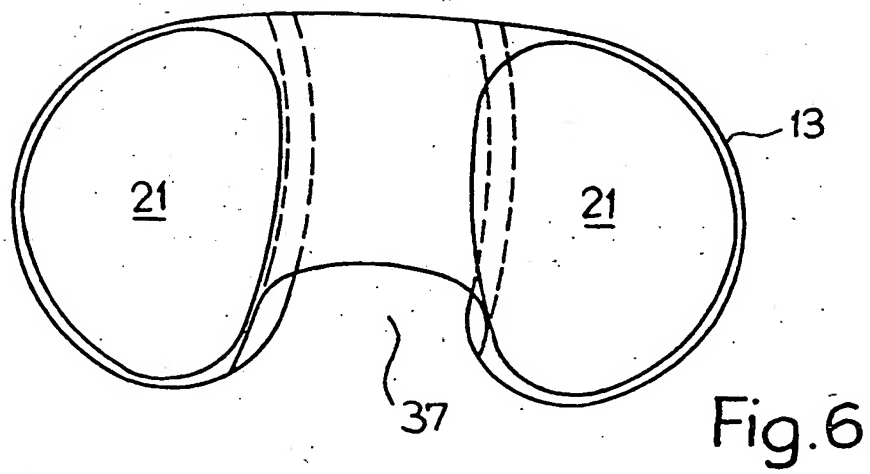
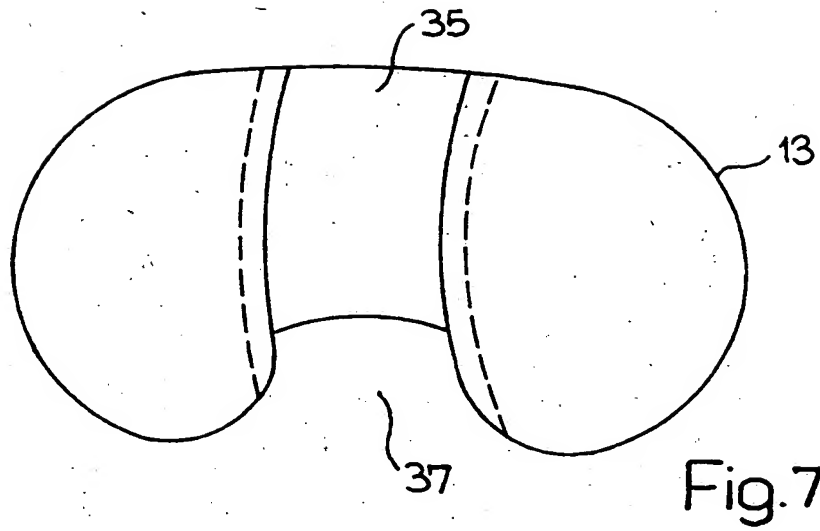


Fig.5



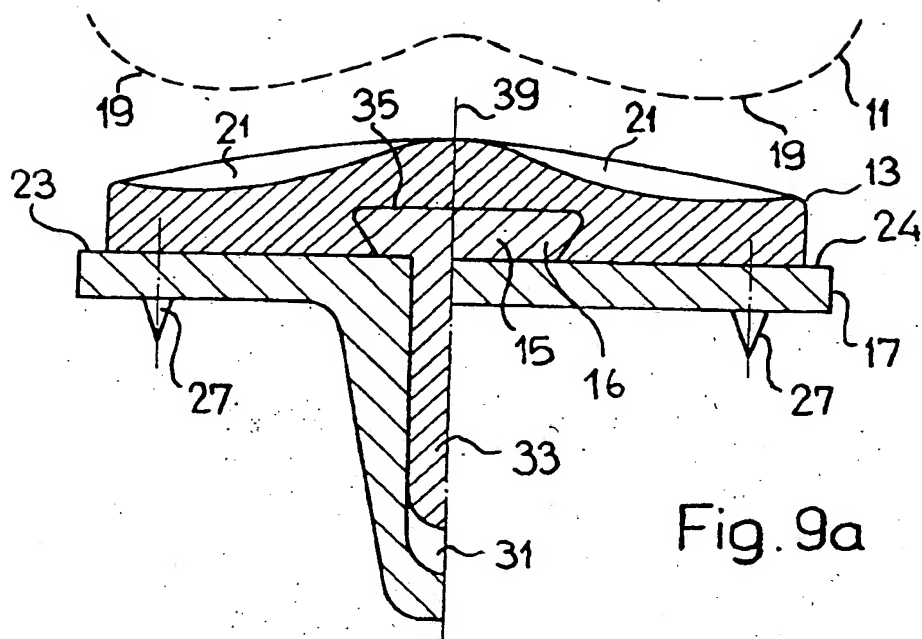


Fig. 9a

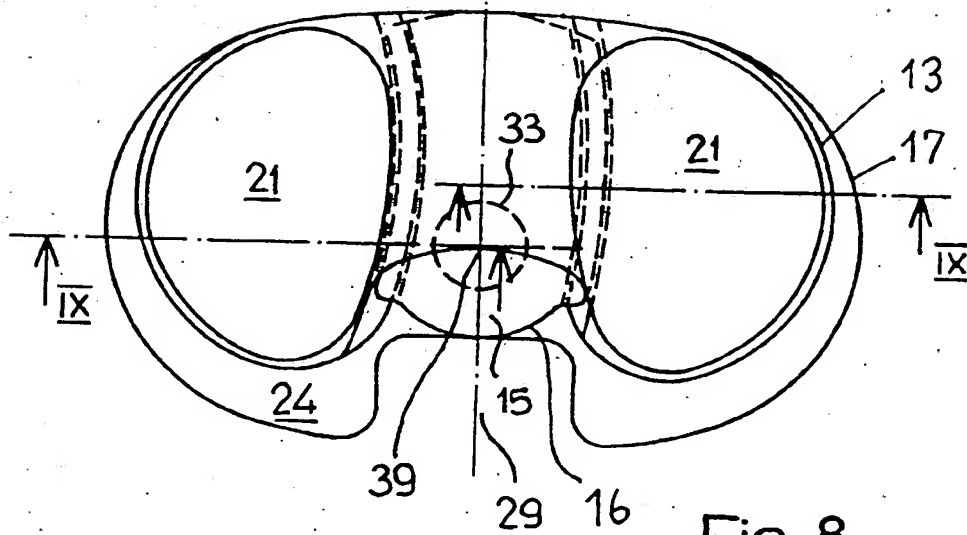


Fig. 8

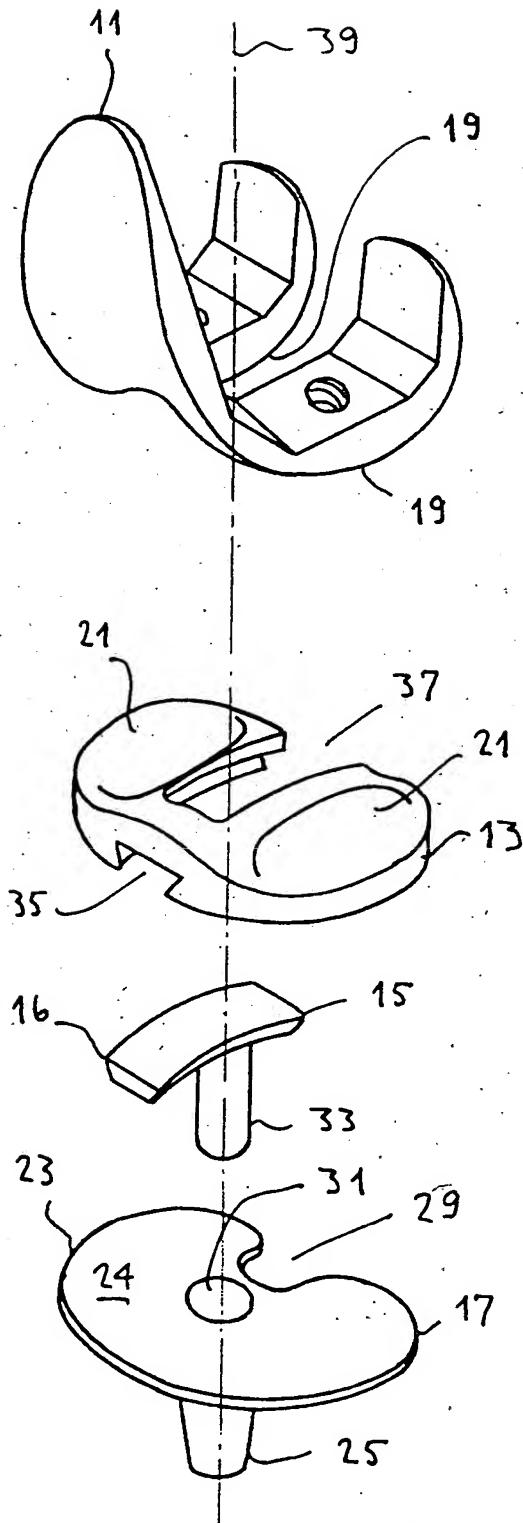


Fig. 9b

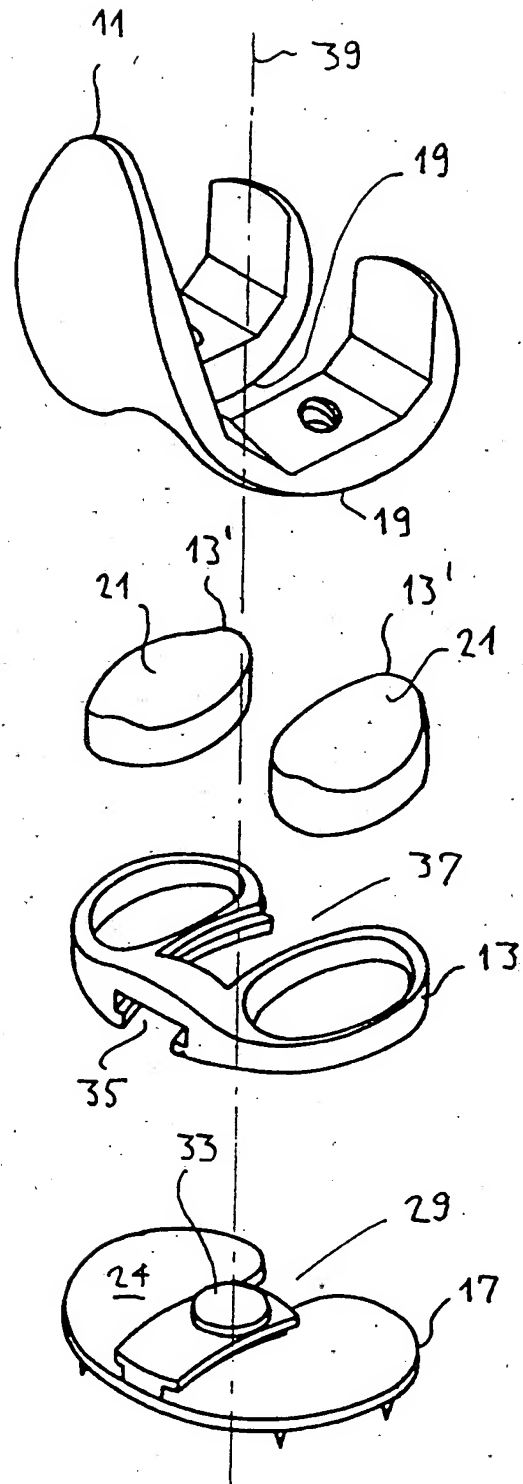


Fig. 12b

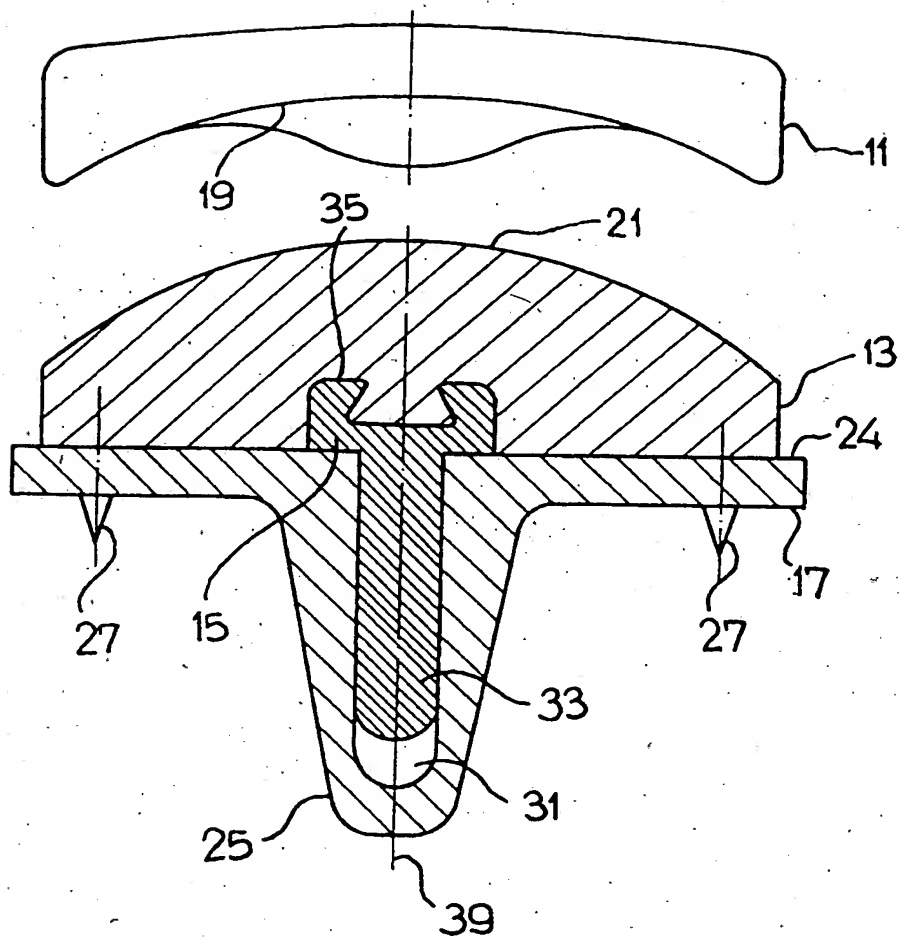
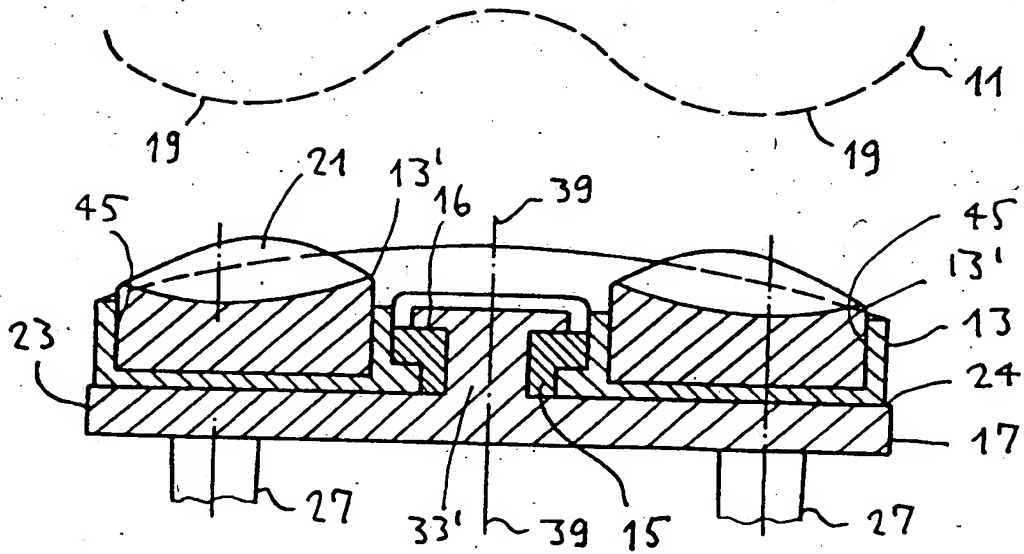
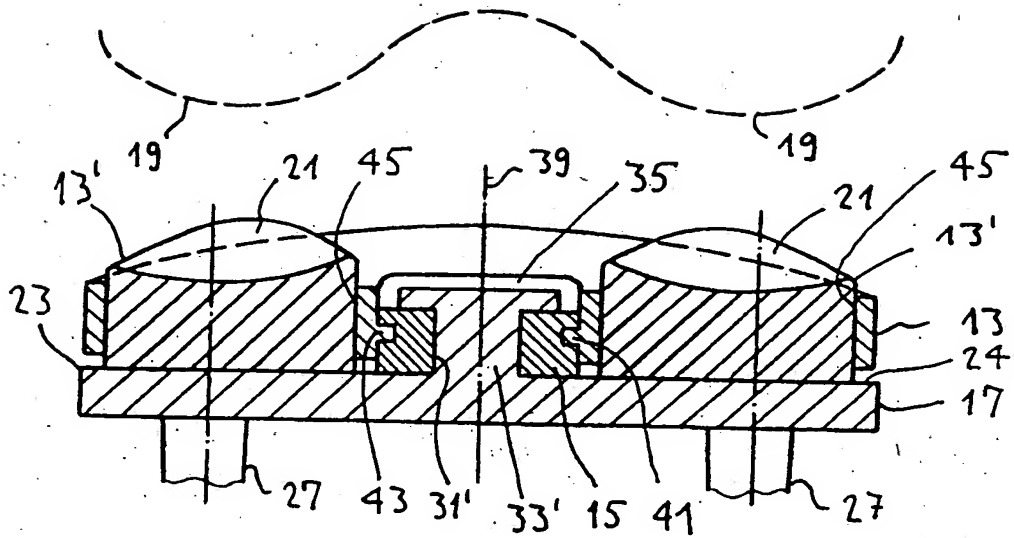


Fig. 10



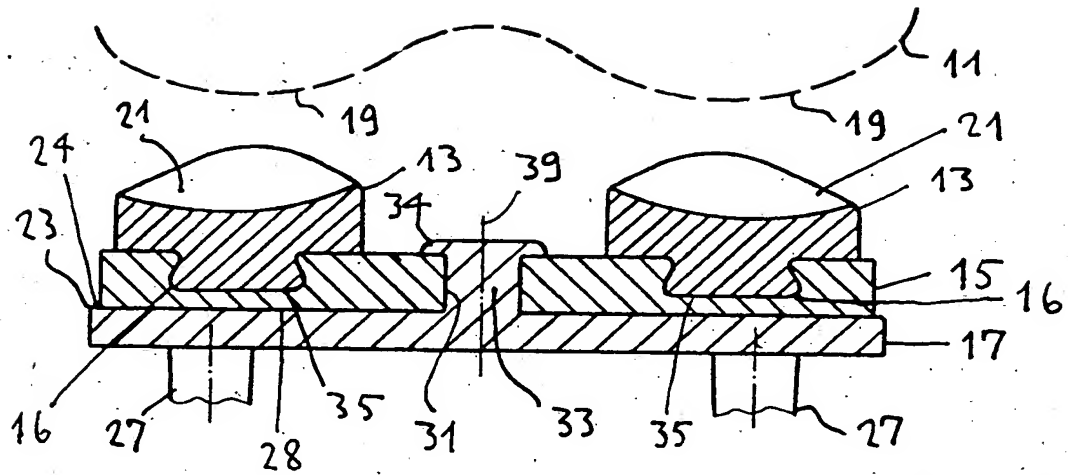


Fig. 13a

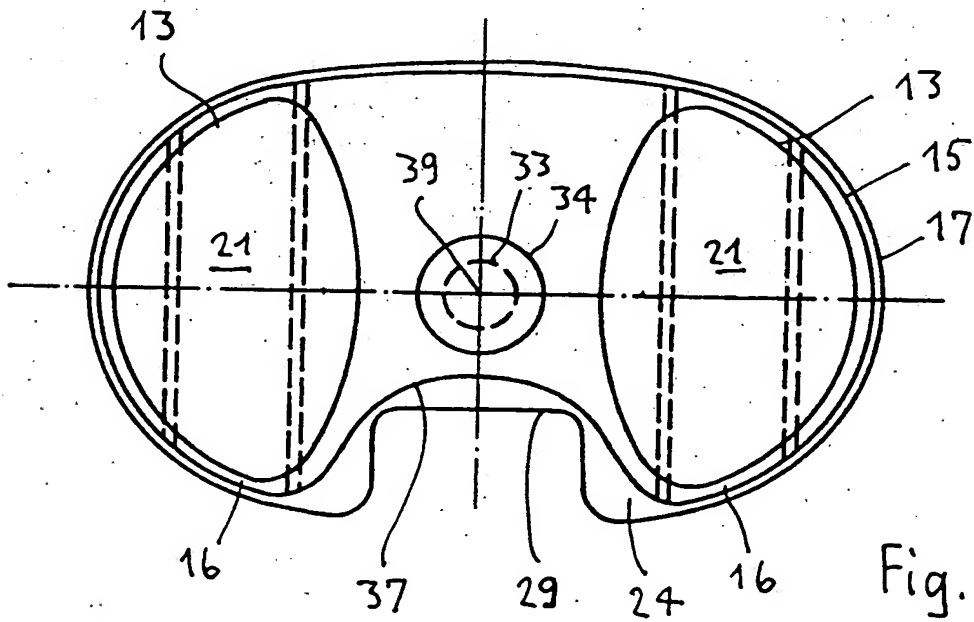


Fig. 14

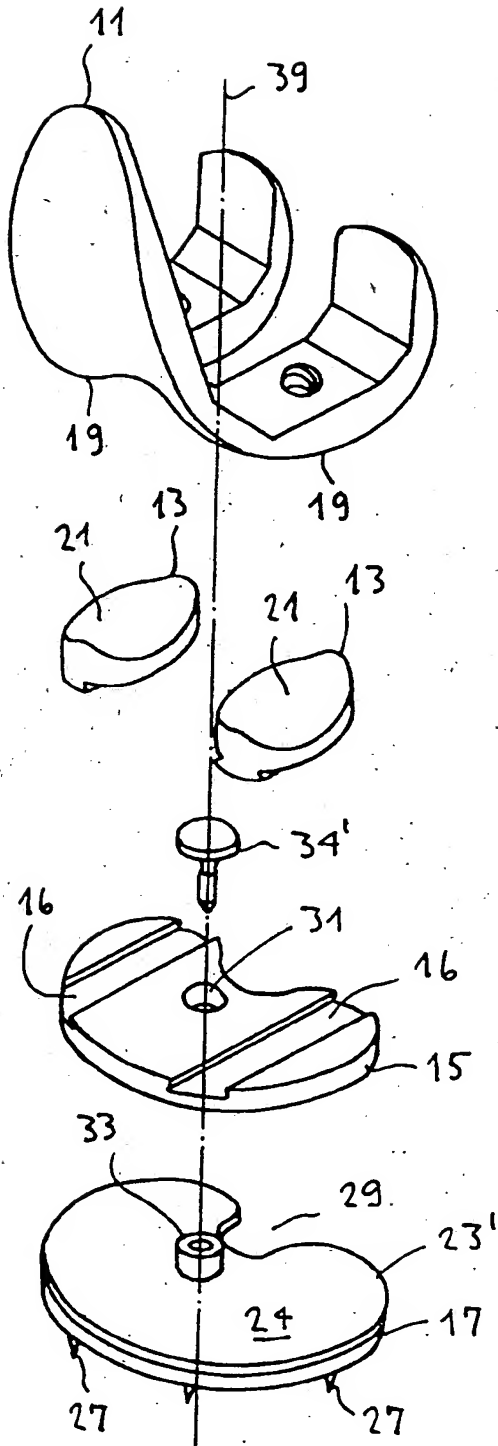


Fig. 13b

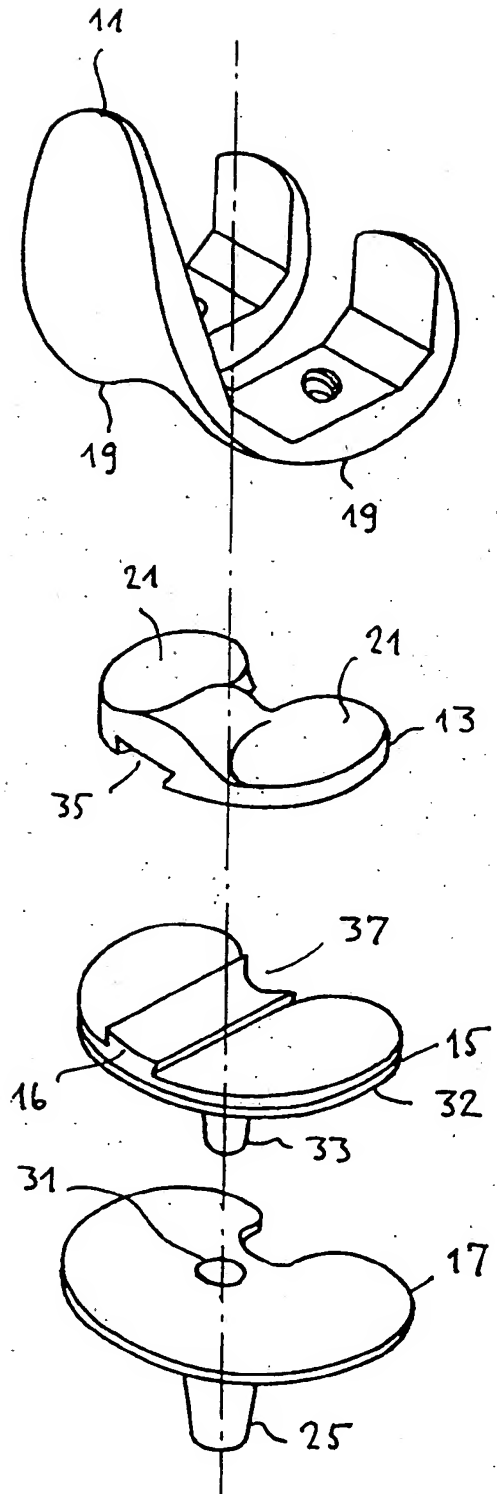


Fig. 17b

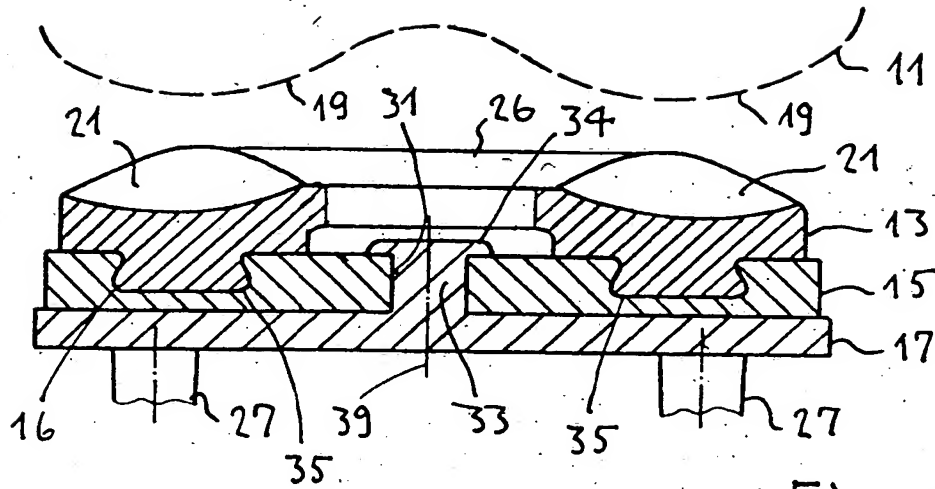


Fig.15

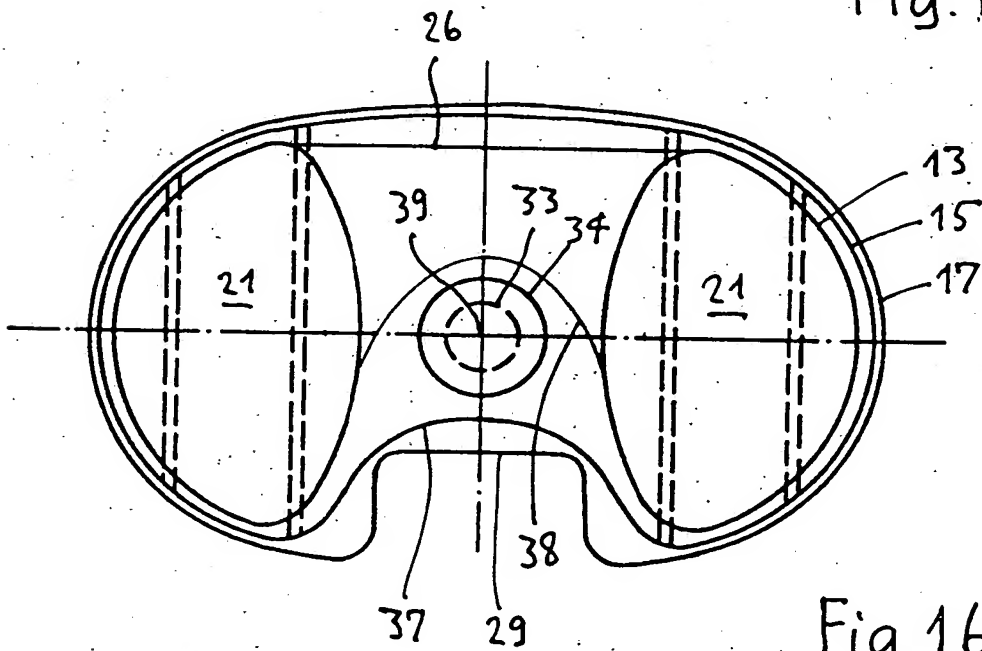
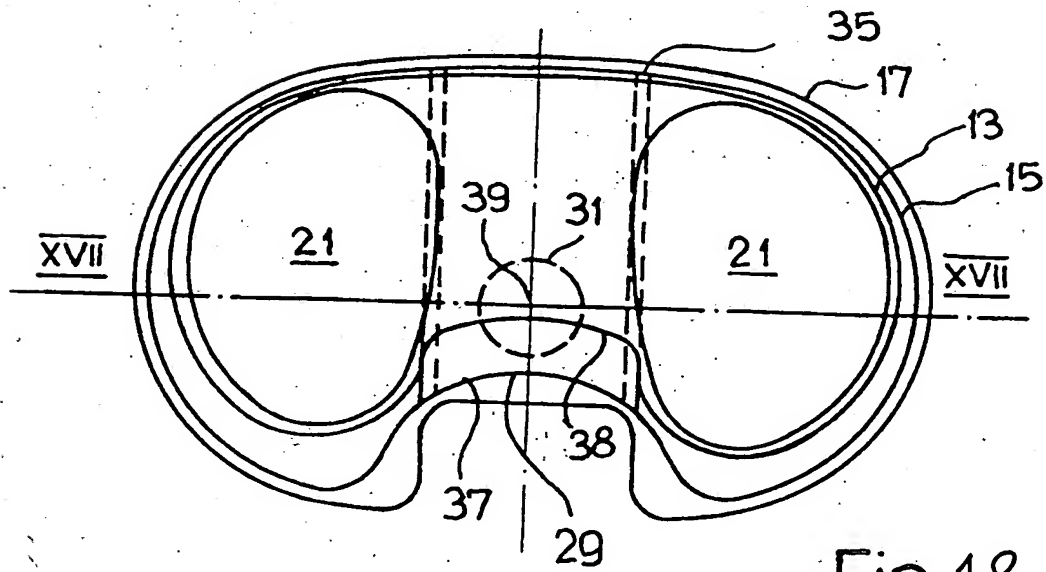
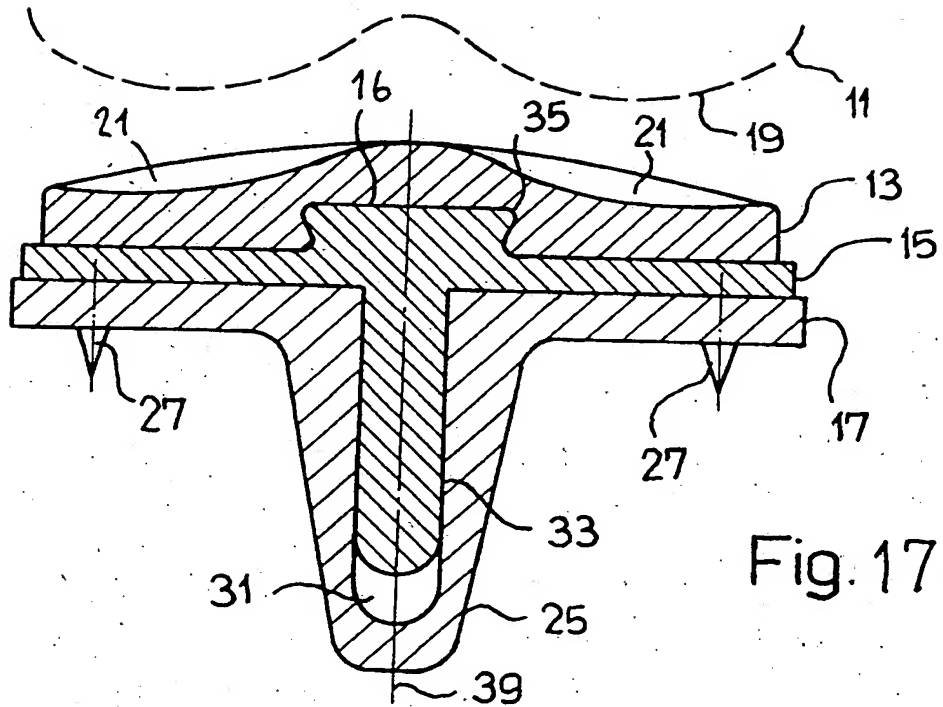
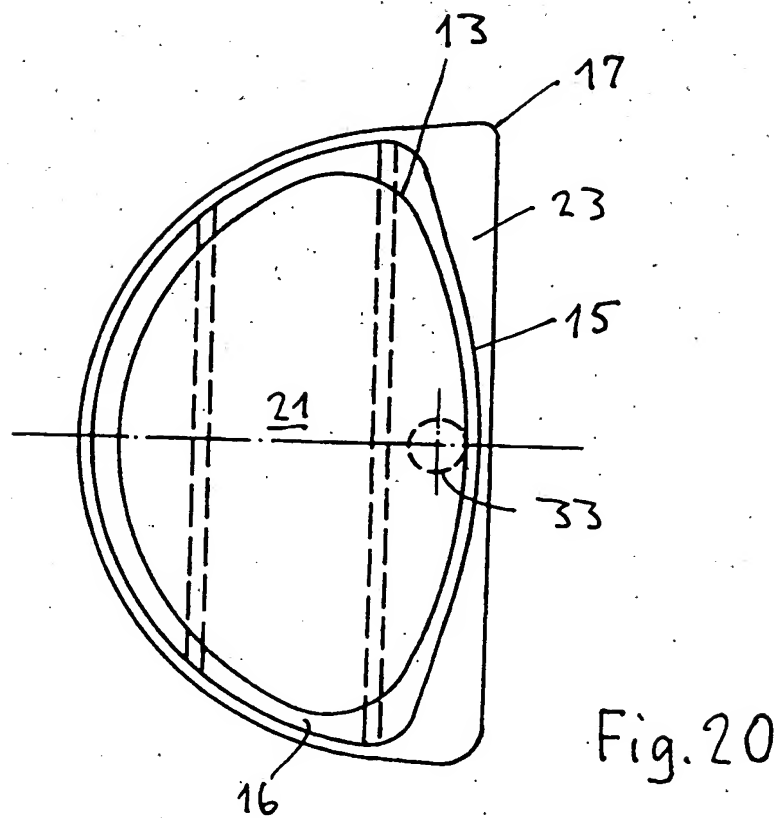
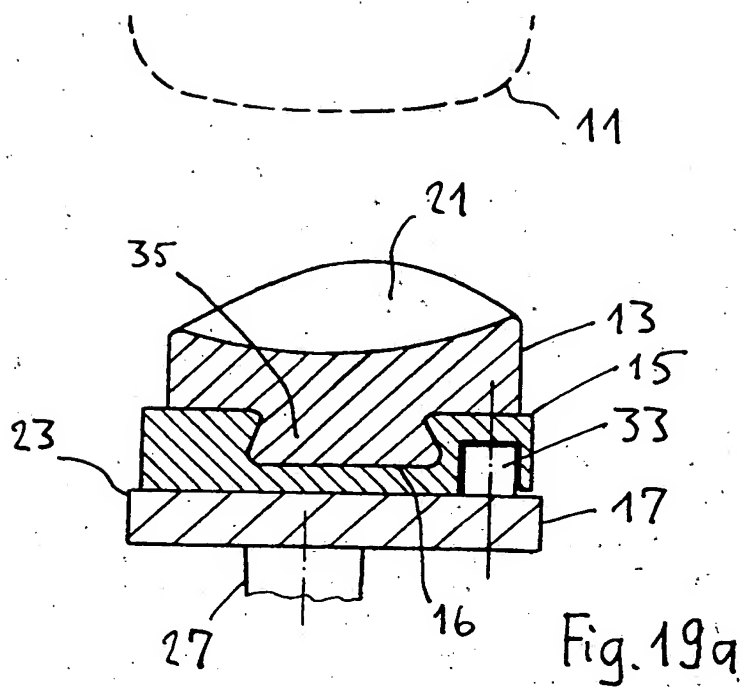


Fig.16





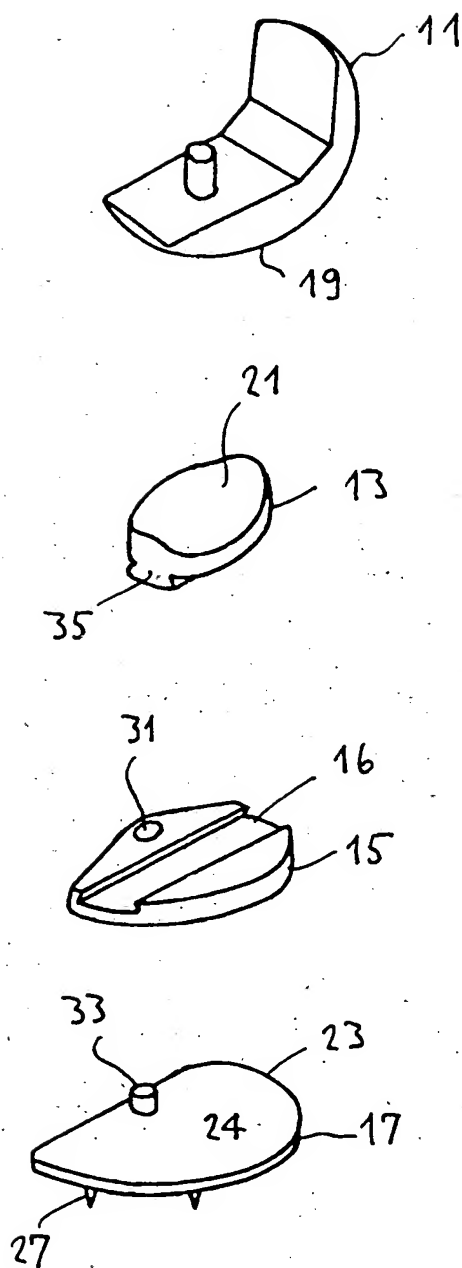


Fig. 19b

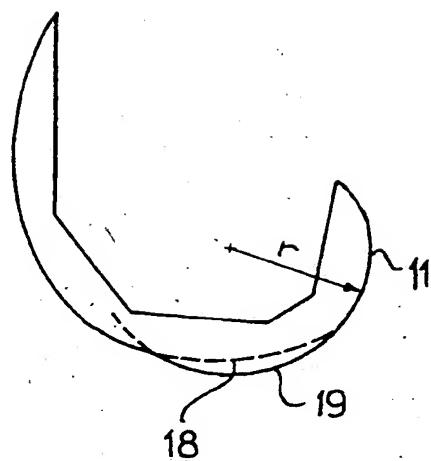


Fig. 22

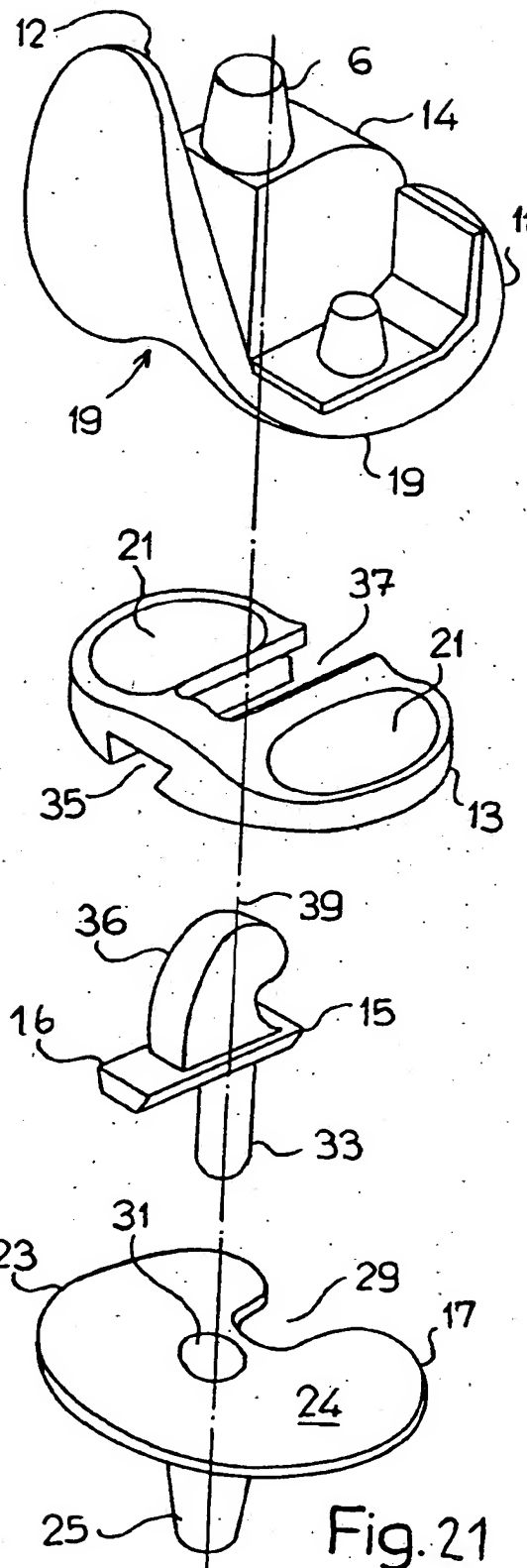


Fig. 21

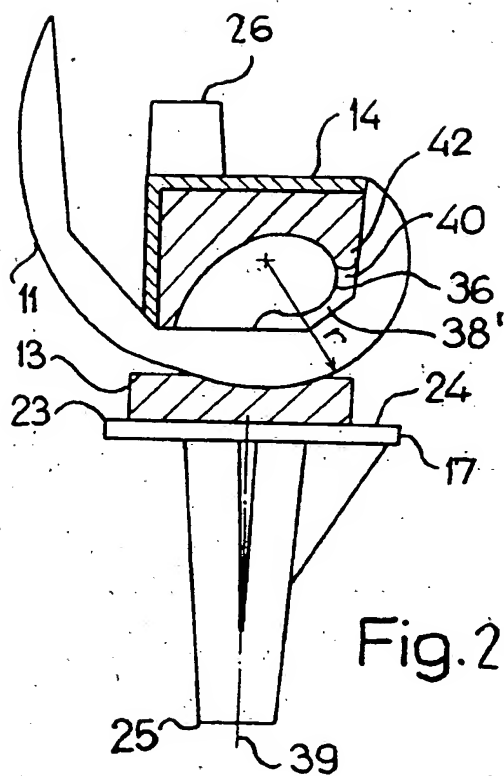


Fig. 23

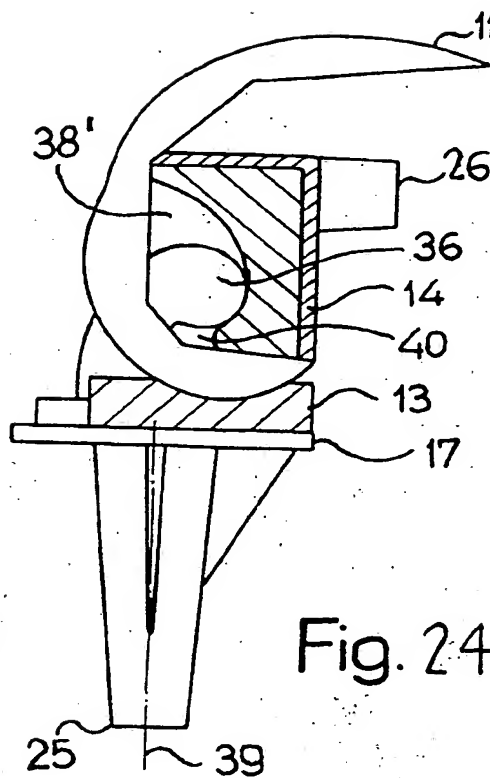


Fig. 24

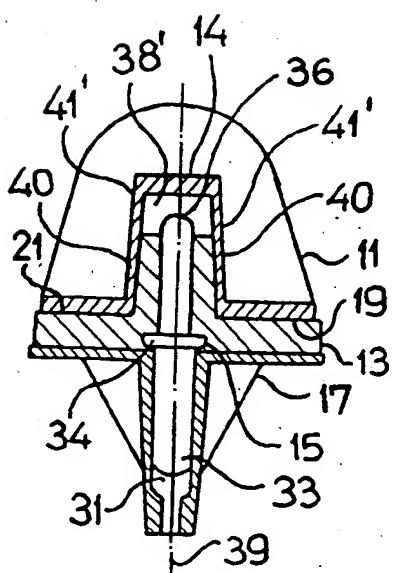


Fig. 25

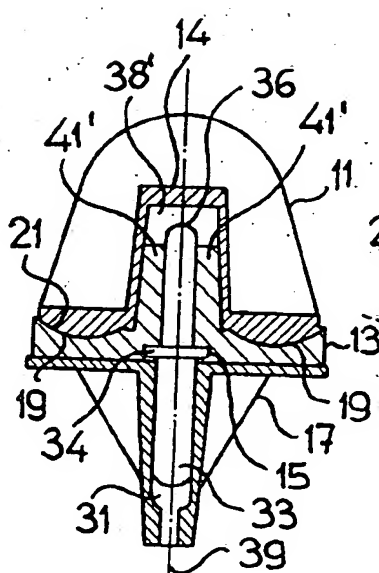


Fig. 26

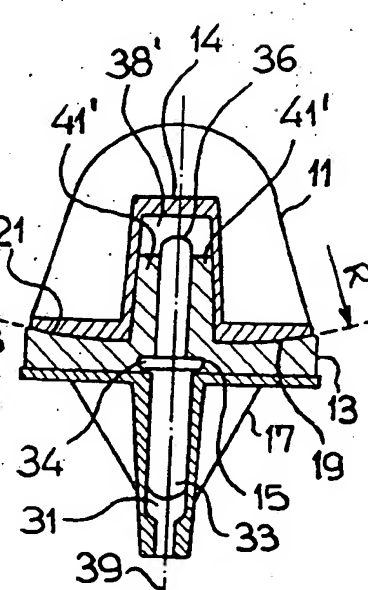
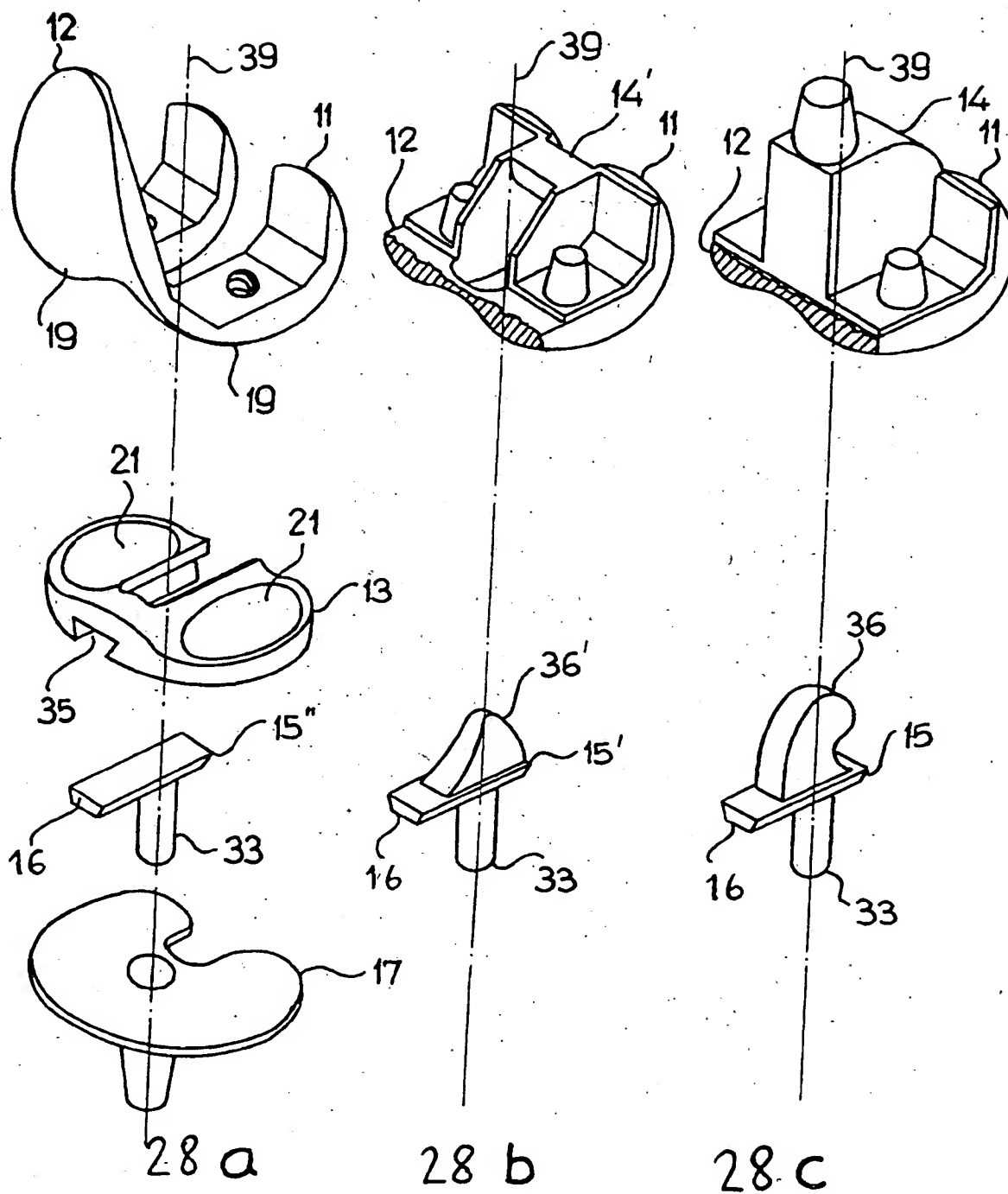
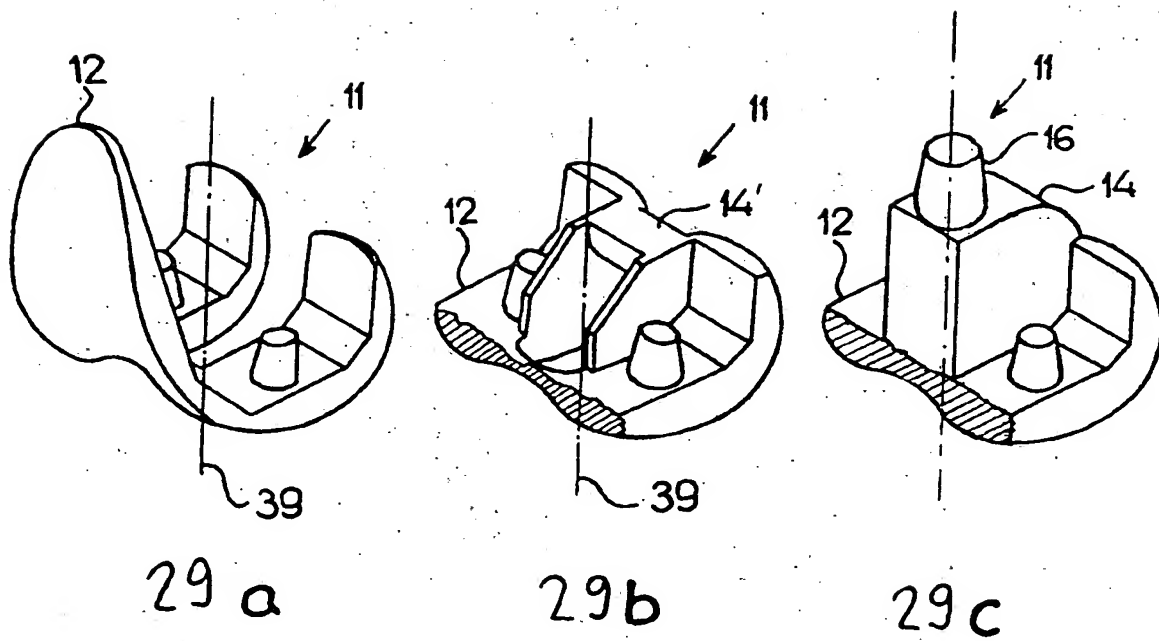


Fig. 27





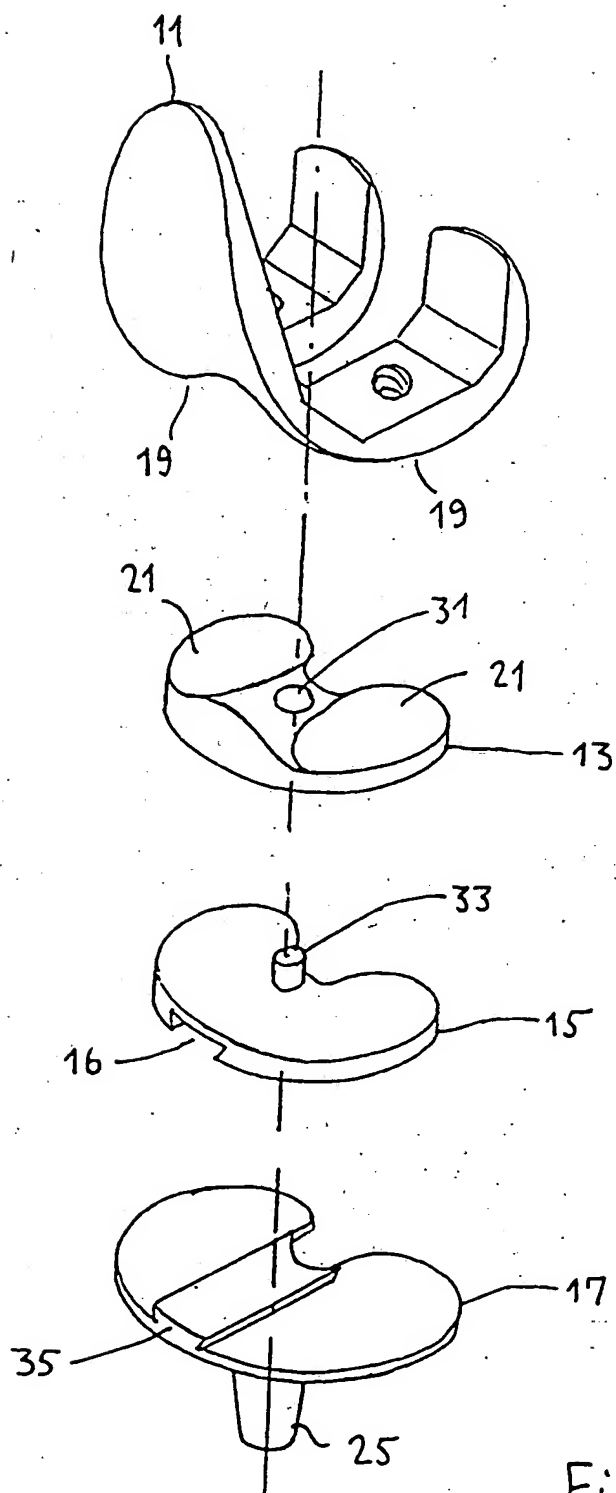


Fig 30